



# Applied Instrumentation

*Student works*

2018-2019b academic year

Editors: Trinitat Pradell  
José E. García  
Oscar Casas



## ÍNDICE

<b>Prólogo</b>	<b>1</b>
<b>Trabajos</b>	<b>3</b>
<b><i>T1. The Car of the Future. A Health Monitoring System</i></b>	<b>3</b>
L. Fernández, Q. Guerrero, I. Mansergas, D. Segura, X. Simo	
<b><i>T2. Charge coupling devices (CCDs). Digital camera's heart</i></b>	<b>7</b>
M. Cavallé, Ll. Fortuny, H. Kirchner, P. Palacios, D. París	
<b><i>T3. Sensores avanzados para el control de la calidad de los alimentos</i></b>	<b>12</b>
O. Bertomeu, E. Canals, G. Villanueva, J. Albert Villasante, C. Xu	
<b><i>T4. Sensors and IoT in developing countries: opportunities and Challenges</i></b>	<b>16</b>
L. Dot, D. Gómez, A. Migó, R. Serrat	
<b><i>T5. Sensors avançats per a mesurar la qualitat de la carn magra de la població porcina</i></b>	<b>20</b>
M. Torres, N. Amenábar, A. Bravo, T. Urdiales, C. Xifra	
<b><i>T6. Sistemes de sensors en la cura de persones amb discapacitat</i></b>	<b>27</b>
I. Garrido, O. Navarro, M. Oller, E. Sierra, O. Velasco	
<b><i>T7. Utilización de un activímetro para medidas de radiación. Medidas de estabilidad, exactitud y precisión.</i></b>	<b>31</b>
A. Sanz, P. Ruiz, M. Llobet, J. Montoliu, A. Chicano	
<b><i>T8. Instrumentació en medicina nuclear: Obtenció d'imatges mitjançant una gammacàmera tomogràfica.</i></b>	<b>37</b>
G. Álvarez, D. Aquilué, J. Borrell, L. B. Hriscu, A. Sallés	
<b><i>T9. Instrumentación en Radiodiagnóstico. Utilización de un equipo de adquisición de imágenes: Tomógrafo TC</i></b>	<b>41</b>
P. Crucera, M. Molina, S. Nicolau, G. Ojeda, J. Sánchez	
<b><i>T10. Metal Oxide Semiconductor gas sensors for air quality monitoring</i></b>	<b>46</b>
A. Ferrer, E. Florit, K. Hauadi, S. Pradas, D. Rovira	





“La física no es más que una interpretación del mundo  
a la medida de nuestros deseos”

Friedrich Wilhelm Nietzsche (Filósofo y escritor. 1844-1900)

## Prólogo

No es imaginable, en la actualidad, la existencia de una industria moderna sin un completo sistema de instrumentación y control. La medición de los distintos parámetros que intervienen en un proceso de fabricación o transformación industrial es básica para obtener un control directo sobre los productos y poder mejorar su calidad y competitividad. Así pues, el conocimiento del funcionamiento de los instrumentos de medición y de control, y su papel dentro del proceso que intervienen, es básico para quienes desarrollan su actividad profesional dentro de este campo, como por ejemplo el jefe u operador del proceso, el proyectista, el técnico en instrumentos, el estudiante, etc.. Hoy en día, coches que circulan de forma autónoma, pero que al mismo tiempo realizan una supervisión de los parámetros fisiológicos de las personas que van a bordo y ano son únicamente un efecto utilizado en películas de ciencia ficción, sino una realidad cada vez más presente en cualquier aplicación de nuestro entorno. Por eso, el futuro de la instrumentación no sólo está ligado a los desarrollos físicos y electrónicos, muy importantes, sino también a la creatividad de los ingenieros actuales y futuros.

Este libro recoge los trabajos realizados por los alumnos de Ingeniería Física de la Universitat Politècnica de Catalunya dentro de la asignatura de Instrumentación en el curso académico 2018-2019b, y presentan el uso de modernas técnicas instrumentales en muy diferentes ámbitos de aplicación. Van desde la instrumentación hospitalaria, a los coches, pasando por nuevas tecnologías aplicadas al desarrollo de la agricultura de precisión o en la de sensores de gases o las cámaras de vídeo. Esperamos que su lectura sea una motivación que permita, en un futuro no muy lejano, el desarrollo por alguno de vosotros de alguna técnica instrumental que supere el estado del arte presentado en este libro.

Barcelona, Junio de 2019

Trinitat Pradell

José E. García

Oscar Casas

Profesores de la asignatura de Instrumentación



# The Car of the Future. A Health Monitoring System

L. Fernández, Q. Guerrero, I. Mansergas, D. Segura, X. Simo  
*Instrumentació. Grau en enginyeria física. Universitat Politècnica de Catalunya.  
Campus Nord, 08034 Barcelona*

Driver's drowsiness and fatigue, as well as chronic heart diseases, have been major causes of the serious traffic accidents, which make this an area of great socioeconomic concern. While some solutions have been proposed to detect these causes in automotive drivers, the existing applications are not comprehensive to provide the full accuracy of the detection process and encumber the driver to perform difficult tasks during these situations. Long-term and continuous non-invasive driver's health monitoring has shown that it is the most important to measure driver's fatigue level and personal health status, and using pervasive technology, it is possible to collect in real-time the major symptoms at the onset of a heart attack. Currently, there are many preferable methods, including ECG, EEG and EOG, to get the physiological parameters of the driver through different algorithms. Results show that an array of sensors is needed that can adapt to the different drivers and sitting positions. This paper collects the most important characteristics of different monitoring systems in which companies are working on for the development of the 'car of the future'.

## I. INTRODUCTION

Nowadays, people spend many hours in the car during the week, and it is an essential mean of transport most of the times. For this reason, it may seem a good idea to implement a system that collects and uses medical data to improve driving and people's life. For instance, imagine yourself in a heavy traffic situation. Your heart rate may rise due to the stress of this situation, so the car could detect that and put some relaxing music or even change the route to a better one. If it detects fatigue or tiredness, the car could change the lights, the airflow and the music to make the trip more stimulating.

But, is this actually implementable? Car companies have already started to develop this project and they say that by 2025, one out of three cars will include a form of biometric feature. They focus mainly on heart rate and respiration monitoring, and stress and fatigue detection; all of them because they are most likely to develop.

The main approach is to detect driver's mood and respond accordingly. For this, sensors are used to collect data such as the driving style, breathing rate or weather and traffic conditions; so the situation is evaluated and the system could adjust to the driver's mental and emotional state. An example could be an electrocardiography reader into the driver's seat to help detect heart irregularities.

Some companies are looking to detect or predict deadly health events, so that the car could ask the driver to pull over and send a message to the emergencies or family contacts. The problem is the difficulty of having a great accuracy for systems like this, and it seems that wearables will play an important role to achieve this goal. However, wearable devices are often not as sophisticated as the devices of hospitals, and the motion artefact (which can cause false positives) is the main cause of noise in data, which is minimal in hospital settings.

At the present, companies are working so that the wear-

ables or the integrated devices become as efficient as the ones of the hospital. Another thing to work on is to take into account the rest of passengers of the vehicle apart from the driver. However, there are different obstacles that makes the development of this project harder. One is trivial, the main obstacle of all projects, and it is the money and the time needed for regulatory processes. For another, the consumer backlash against companies collecting personal data could add a barrier: car companies would need to ensure the privacy of any health data that are collected. All in all, the car of the future seems to be one of the most important technologic advances for the next years.

## II. MONITORING SYSTEMS

There are different approaches to the sensor system that measures the different physiological general indexes. One can use the seat belt or the backrest chair; for the seat belt the usual sensors are a stethoscope to capture the sound of cardiac pulse, or a pulse sensor that makes use of electromagnetic wave reflection. For the backrest chair the easiest approach is to use electrodes to measure the ECG and then amplify the signal, but there are also systems based on vibration sensors embedded at the seat.

### A. Steering Wheel

This part will describe the design and development of an instrumented and interactive steering wheel, which guides an individual who is experiencing a heart attack through a safe process that may save his/her life, and also reduce the risk of accidents. The aim of this is an automation of the necessary tasks that a driver has to do in case of such an emergency with minimum effort.

### 1. Detections

For the detection of a heart attack, a series of different physiological conditions are taken into account. The first symptoms are diagnosed by abnormal variations in temperature, blood pressure and heart rate, which are monitored constantly. Then, a second phase is started, where the interactive system of the steering wheel asks the driver about the physical state; that would be symptoms of nausea, cold sweat, fatigue, dizziness, chest pain, and numbness in the left hand.

### 2. Materials and Methods

The steering wheel proposed is based on a dry electrode that is developed by electroplating AgCl onto fabric, polyester for instance. Generally, the targets for electroplating are conductive materials and, since the fabric has no conductivity, the fabric is impregnated with a thin layer of Ag. In the electroplating step, the AgCl forms a thin film on the surface of the dried fabric, and it turns into a dry electrode while maintaining elasticity, which is the original property of the fabric (polyester).

In general, at least two contact body points on the left and right sides of the heart are required to measure ECG signals; thus, two electrodes on the left and right sides of the steering wheel are used to maintain direct contact with both hands of the driver. To improve the ECG signal detection stability, the developed conductive fabric-based dry electrode should be uniformly and tightly attached to the steering wheel rim.

The steering wheel is also instrumented with a series of sensors that measure the different physiological conditions that are needed in the algorithm. It has a heart rate sensor that uses infrared radiation; a temperature sensor, which focuses the infrared energy emitted by the driver onto a photodetector; a skin impedance sensor, that detects the amount of perspiration through the pores and thus the pressure; and a touch sensor used to active all the sensors.

All sensors are connected to an Arduino single-board microcontroller, which analyses data in real-time using the algorithm. The outputs of the Arduino board are mainly to conclude the analysis and move to action: there is a screen to display data; a GPS, to know the exact position of the driver; a GSM, to connect to a cellular communication system; a LED screen to warn other drivers; a control to open the dispenser compartment of the pill; and an audio system composed by a speaker, and MP3, an amplificatory and a SD card. The reader can see Fig. 1 to better understanding.

The whole method goes as follows. First, the main physiological conditions are measured in this order: heart rate, body temperature and skin impedance (pressure). If they show abnormal variations, the next step is to ask the driver interactively about the physical state. If there are at least two symptoms of heart rate, the system de-

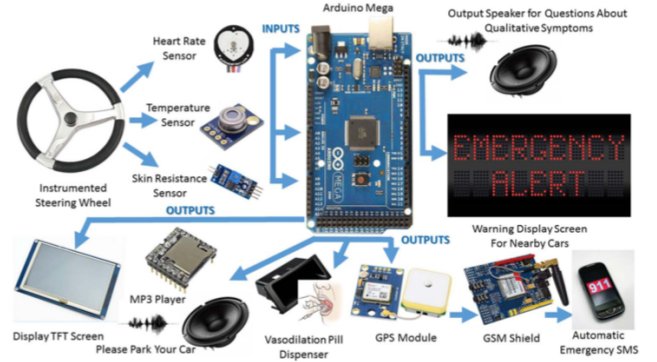


FIG. 1. A block diagram of the system's design.

fects a positive detection and it moves to action. The device performs three actions within 30 seconds: firstly, it sends the driver's location to the emergencies. Secondly, it displays a message of emergency through the LED screen in order to warn other drivers and prevent accidents. Finally, it asks the driver to park and take a pill.

### 3. Conclusions

The method was executed without the parameter of blood pressure due to the lack of availability of a non-intrusive commercially-available sensor that measures this physiological condition. This, in fact, is a target for the future. Nevertheless, the results show that, even without this parameter, this is a sufficient accurate system to determine a myocardial infarction.

**Table II.** A typical scenario of the system's response to an individual experiencing a heart attack while driving.

#### System Quantitative Inputs:

- Heart Rate measurement: 110 bpm (High)
- Body Temperature measurement: 36.0 °C (Low)
- Skin Resistance measurement: 8000 Ω (Low)

#### System Qualitative Inputs:

- Chest Pain? **Confirmed by Driver**
- Numbness in Left Hand? **Confirmed by Driver**
- Nausea? **Confirmed by Driver**
- Fatigue? **Confirmed by Driver**
- Dizziness? **Confirmed by Driver**

#### System Outputs:

- Back LED Display:  
**Caution! Medical Emergency on Board**
- Voice Message:  
**Please park your car on the shoulder of the road**
- Automatic Emergency Message:  
**Please wait in the car! A message has been sent to Paramedics with the geographical location of the car**
- Voice Message:  
**A vasodilation pill has been dispensed for you. Please, take it and put it beneath your tongue!**

FIG. 2. Scenario of the system's response.

## B. Car Seat

There are different approaches to the sensor system that measures the different physiological general indexes. One can use the seat belt or the backrest chair; for the seat belt the usual sensors are a stethoscope to capture the sound of cardiac pulse, or a pulse sensor that makes use of electromagnetic wave reflection. For the backrest chair the easiest approach is to use electrodes to measure the ECG and then amplify the signal, but there are also systems based on vibration sensors embedded at the seat.

### 1. *Seat-embedded Vibration Sensors.*

This system that measures the vibration of the car, makes use of piezoelectric sensors which measure the body vibration caused by the heart beat but also contains the vibration produced by the car according to the road conditions. To get only the part of the signal that carries out the bio-potential information a filtering technique is needed.

The sensing system is formed by two types of sensors: the piezoelectric sensors in the seat and the other is the accelerometer placed on the car body, that measures only the vibration of it. The piezoelectric detects the signal from the human body caused by the heart beat and also the one of the car due to the road condition.

To detect the heart rate through the data from the piezoelectric sensors, there has to be a signal processing structure, which main goal is the cancelation of the car body vibration component of the signal. There has to be also considered to eliminate the noise caused by breathing.

Thus the bandwidth of the vehicle vibration, heart beat and breath movement are very different, one can make use of pre and post filtering of the signals. The vibration of the vehicle has its maximum power in a higher frequency than the heart beat signal, the heart beat has band widths of 1 to 1,5 Hz, and the breath movement has the maximum power around 0.2 Hz. Once this is known a band pass filter is used which has band widths 1 to 3 Hz that eliminates the vehicle and breath movement vibration signals.

### 2. *Capacitive ECG Measurement*

The easiest way to perform capacitive ECG measurements is to use electrodes that measure the potential difference between their terminals. One of the interesting ways, given its non-intrusive nature is to use so-called DRL electrodes which are made of conductive textiles placed on the driver's chair. In addition a bio-signal amplifier is needed since the signal we obtain from the electrodes is very weak. To synchronously record both the reference ECG and the capacitive ECG an analog to digital converter must be added. The hardware can thus measure three signals of capacitive electrocardiograms in

parallel.

One of the main challenges is the positioning of the sensors in the driver's seat, their positioning is key to obtaining the signals and their subsequent processing. Linked to this is that most artifacts that cause errors in the capacitive ECG measurements occur in the case of changes in the coupling interface, e.g., changes in the distance or lateral movements. Therefore, the greater the number of synchronized ECG signals from different electrodes, the more robust the heart rate estimation will be.

This technique still has many problems, one of which is the triboelectric effect (which is a type of contact electrification on which certain materials become electrically charged after they are separated from a different material with which they were in contact), which is due to the interaction between the electrodes and the conductor, and makes signal processing difficult due to its random nature. Even so there is no need for a perfect signal, one does not need to make measurements constantly, just keep a record of the evolution of the heart rate to detect its irregularities.

To increase the accuracy of the signal, additional sensors can be added, in order to obtain more information about the mental and physical health of the driver, such as a camera to detect the driver's eye blinking, or an optical sensor integrated in the steering wheel adding robustness to the detections.

### 3. *Electronic Stethoscope*

Another way to improve the safety inside the car is by using a sensor in the seat-belt. One will use an electronic stethoscope, that is the development of an acoustic stethoscope. With that tool one can be able to listen the sounds produced by the heart. However, the sound is captured not too clear so not all of the sound produced by the heart can be heard. Furthermore, stethoscopes also measure the external noise around them. Therefore, one should filter the sound obtained. The procedure to create an electronic stethoscope is the following:

1. With an acoustic stethoscope (that has a great sensitivity) one is able to capture the sound of cardiac pulse.
2. One need a condenser microphone to capture the signal coming from the stethoscope. It should be able to work in the frequency range of 20 – 2000 Hz because it is the frequency range in which the human heart works.
3. Obviously a rubber tube is needed to act as a bridge between the diaphragm and a condenser microphone. To avoid damping due to the length of rubber tube, the maximum recommended length of rubber tube should not be more than 10 cm.
4. The signal that comes from the microphone is very weak. To strengthen the signal received at the mi-

crophone condenser then one can use a series of pre-amp with gain  $8x$ .

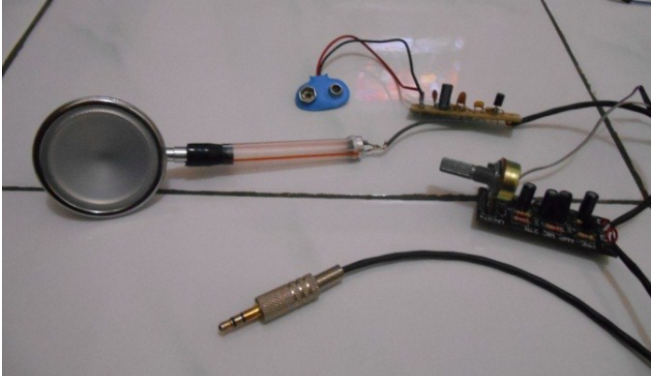


FIG. 3. Electronic stethoscope which can be connected directly to the computer.

5. The signal received will contain noise due to external noise from the surrounding environment and as a result of the components used. To minimize the noise, a noise filtering process should be applied before entering voice processing applications. That

should be done with a LPF (low pass filter).

6. The voice that has been processed will be transmitted with the aid of wire, and then connected to the computer through an input audio jack. The audio jack uses its power directly from the computer, so that it is separated, in order to not increase the noise on the output sound.

### III. CONCLUSIONS

All in all, this paper has shown that a health monitoring system car, the 'car of the future', is one of the most important developments in which companies are working on recently. These monitoring systems are proposed to reduce the number of accidents due to health issues, as well as to provide user-friendly driver's health monitoring in personal area environment. For this, a series of sensors are designed to easily obtain physiological signals on the different monitoring systems, and all measured signals are verified through health condition and saved automatically at the server so that the car could act properly. All of that, coupled with the rise of automated features and self-driving cars, could mean a very different driving experience is on the horizon.

- 
- [1] Heung-Sub S., Sang-Joong J., Jong-Jin K., Wan-Young C. (2010) *Real time car driver's condition monitoring system*. p. 951 - 954
  - [2] Tobias W., Benjamin E., Jeroen L., Hans-Joachim L., Steffen L., and Marian W. (2011) *ECG on the road: robust and unobtrusive estimation of heart rate*. IEEE Transactions on biomedical engineering, VOL. 58, NO. 11. 9 p. 3112 - 3120
  - [3] N. Mizuno, K. Washino (2014) *A model based filtering technique for driver's heart rate monitoring using seat-embedded vibration sensors*. IEEE Sensors 2010 Conference, p. 137 - 140
  - [4] Yen-Hsien L., Shih-Tsung L., Hong-Dun L., Wen-Jen T. (2014) *Driver's health management system using nanosecond pulse near-field sensing technology*. International Conference on Computer, Communication, and Control Technology p. 443 - 446
  - [5] Ade S. I., Ary S. P., Yoga P. (2015) *Design and implementation electronic stethoscope on smart chair for monitoring heart rate and stress levels driver* International Conference on Interactive Digital Media, 4th. p.
  - [6] Jun Y. P., Dong S. P., Myo T. L. (2016) *Improvement of driver health care system based on a contact-type bio sensor using an IMU Sensor*. 16th International Conference on Control, Automation and Systems. p. 1596 - 1599
  - [7] You-Jun C., Jae-Yeol L., Seung-Hyun K. (2018) *Driver ECG measuring system with a conductive fabric-based dry electrode*. IEEE Multidisciplinary rapid review open access journal. VOL. 6 p. 415 - 427
  - [8] Kristina G. (2018) *Self driving and self diagnosing*. IEEE Pulse 2154-2287 p. 4 - 7
  - [9] Ziad O. A., Walid A. C., Anthony A. H., Yehya S., Joe T. (2018) *Design and development of a heart-attack detection steering wheel*. 11th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics 978-1-5386-7604-2

# Charge coupling devices (CCDs)

## Digital camera's heart

Mireia Cavallé, Llorenç Fortuny, Helena Kirchner, Pablo Palacios, David París  
(ETSETB - Universitat Politècnica de Catalunya)  
(Dated: 31st May 2019)

This project delves into CCD cameras, how they are constituted, how they work and their implementation on actual sensors.

### I. INTRODUCTION

Right from its market launch, digital cameras incorporating charge-coupled device (CCD) detector configuration have dominated the field of image capturing in all its varieties, and specially the one concerning to the microscopic world.

Before that, film cameras were used for this purpose, recording the image shown in the microscope. These cameras worked on the principle of the photo-sensitivity of silver-based photographic film, due to the fact that photons cause a photo-chemical reaction in the film which becomes visible only after chemical processing.

Instead, digital cameras consist on a CCD detector, a thin silicon layer composed of photoelectric cells that react to incident light, producing an electrical charge, the electronic signal associated with each individual picture element, which is called pixel, is then converted into digital signal and after a quick processing the image can be displayed in the monitor. The electric charge which is generated is proportional to the number of incident photons.

Furthermore, image generation with a CCD camera can be divided into four principle stages: charge generation, storage of the charge, charge transfer and charge measurement.

Charge generation is explained by the generation of electrons and the holes that appear when they are released from the silicon wafer. Electric charge is then accumulated by each pixel, these are disposed in the silicon matrix by an orthogonal grid and they consist on transparent current-carrying electrode strips, or gates, deposited on the chip. Metal oxide semiconductor (MOS) is the responsible of light sensing and also of the storage of the charge, acting as a capacitor.

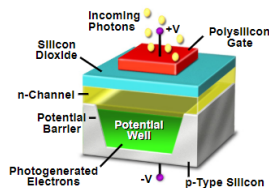


FIG. 1. Metal Oxide Semiconductor

As said before the charge generated and therefore, the stored as well, is proportional to the incident light. Nev-

ertheless, the maximum capacity of the potential well that can be seen in the picture determines the maximum signal that the pixel can sense, no more charge than what is allowed by the capacitance can be detected or transmitted. However, the charge capacity of the CCD potential well is directly related to the size of the pixel, larger size pixel means higher capacity.

### II. CCD FORMATS

The most common geometry of the CCDs, the rectangular one, and its size has a lot to do with vidicon tube cameras. In the beginning these two had to compete between each other, and the latter used solid state sensors to produce an electronic signal that had to be valid for the video standards at that time.

For this reason, when talking about inches in CCDs we do not refer to the common unit, but to a CCD which has a diagonal of 16 millimetres and sensor dimensions of 9.6 x 12.8 millimetres, derived from the scanned area of a 1-inch vidicon tube.

Although regular cameras continue using the rectangular format, recent cameras made for a scientific purpose are starting to incorporate square sensor arrays, due to the fact that they adapt better to the circular image projected by the microscope.

There exists a wide range of sizes for these arrays. For example, the common 2/3-inch format typically have arrays of 768 x 480 or more diodes and dimensions of 8.8 x 6.6 millimetres. Sensors' diagonals are much smaller than the microscopic field of view, which allows us to obtain a big magnification. However, sometimes we may need to increase the image field, for which bigger CCD sensors are needed.

An approximation of CCD potential-well storage capacity may be obtained by multiplying the diode (pixel) area by 1000. The size of the CCD must determine the number of pixels, trying to maximise both spatial resolution and pixel charge capacity. Nowadays the trend is to make CCDs with many small pixels. Nonetheless, traditionally, scientific-grade cameras have employed larger diodes, that, as said before, have higher full-well capacity as well as a larger dynamic range. Despite this being true, modern technologies are allowing to maintain the resolution reducing the size of the pixel.



### III. READOUT OF CCD ARRAY PHOTO-ELECTRONS

Before the measurement of charge brought by the incident photons, it must be stored and analysed properly. Regarding CCDs as imaging devices, it is very important to take into account how it is done without damaging its integrity; that is what is known by charge-couple devices.

#### A. Readout process:

The stored charge accumulated in each CCD must be measured during a predetermined integration time (or exposure time) to determine the flux in it. To do so, the entire imaging surface is covered by an amount of gates in which these charges are grouped into several packages. These are restrained in specific nodes (commonly known as pixels) that constitute the shift register. They form the gate structure in which the transfer of these charges will be done.

The transfer consists on manipulating voltages to move the charges across the amount of MOS capacitors placed together without reneging on the critical requirement of establishing a physical quantity to represent an information bit (satisfied by the individual charge packages); and it is divided into different sections:

*a. The parallel register*, in which an entire array of individual charge packages from the image surface is moved from one row to the other.

*b. The serial register*, which corresponds to the last row, right next to one edge of the shift register. It is from here that the packages are moved to an on-chip amplifier in which they will be finally analysed. Once it is emptied, it is refilled by the next row in the parallel shift register.

*c. The On-chip*, which converts charge into a proportional voltage.

*d. The Analog-to-digital converter (ADC)*, in which each signal is assigned to binary code (1 or 0).

It all constitutes a cycled process that repeats until having measured all the pixels. Then, they are stored in memory to finally generate an image file.

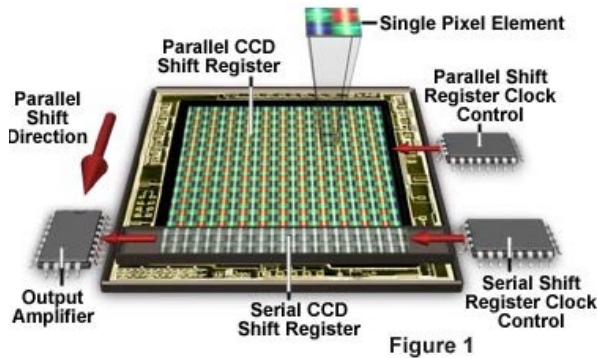


FIG. 2. Full frame CCD architecture

#### B. Design: three-phase CCD

The most common charge transfer configuration is the three-phase CCD in which each pixel is divided in three gates, named phase 1, 2 and 3, each of which requires a separate input clock signal.

The nature of electrostatic forces in the pixel is determined by the voltage applied to each of these gates: one of them holds high level voltage which induces a potential well (collecting phase) while the remaining ones hold low level voltages (commonly set to zero) and create a potential barrier that forces electrons to move (barrier phases). It is thanks to the transition of phases within the pixel that the charges are forced to move. The applied voltage changes that cause these transitions, under control of the parallel shift register clock, are done gradually (overlapping rising and falling phases) to guarantee a more efficient charge transfer and therefore minimise the loss of charge.

At the beginning, the electrons are placed within the potential well in phase 1. By applying a positive potential to phase 2, the collected charge is spread out between them and when returning phase 1 to ground potential, charges are forced to entirely move to phase 2. This process is sequentially done within each pixel and also between them, achieving the charge packages transfer. Once arriving to the serial shift register, the process is the same but unlike before, under control of its own register clock.

### IV. CCD IMAGE SENSOR ARCHITECTURE

The three most commonly used CCD architecture variations are the following: full-frame, frame transfer, and interline transfer.

The full-frame CCD benefits from a nearly 100-percent photosensitive surface. An electro-mechanical shutter is employed for controlling the surface light exposure. The charge accumulated can only be transferred and read out after the shutter is closed. So, despite having the largest photosensitive area of the CCD types, the fastest frame rates possible are on the order of 10 frames per second, limited by the mechanical shutter speed. Therefore, they are most useful only in applications which do not require time resolution of less than one second.

Frame-transfer CCDs can operate at faster frame rates than full-frame devices because exposure and readout can occur simultaneously. Only one-half of the surface area of the CCD is used for imaging. But, the other is covered by an opaque mask, and is used as a storage buffer for photo-electrons gathered by the unmasked light-sensitive portion. The charge accumulated in the photosensitive pixels is so rapidly shifted to pixels on the storage side of the chip (approximately 1 millisecond) that a camera shutter is not necessary. So, they are useful for investigating rapid kinetic processes. A disadvantage of this sensor type is its size, since only one-half is for imaging,



and consequently its cost and physical constraints in its design.

In the interline-transfer CCD design, the single transfer step can be performed in less than 1 millisecond. Columns of active imaging pixels and masked storage-transfer pixels alternate adjacently over the entire parallel register array, which allows very short integration periods through electronic control of exposure intervals. This design offered high readout speed and rapid frame rates without the necessity of shutters, but it did not provide adequate performance for low-light high-resolution applications in microscopy. Rapid readout rates led to higher camera read noise and reduced the imager's dynamic range. This was solved by adhering micro-lenses which collect light that would normally be lost on the masked pixels and focus it on the light-sensitive pixels, increasing the effective photosensitive area to 75-90 percent and lowering the camera read noise by one-half.

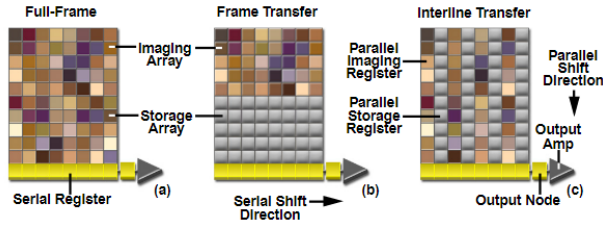


FIG. 3. Common Charge-Coupled Device Architectures

## V. CCD DETECTOR IMAGING PERFORMANCE

Some operating parameters of the camera that modify the reading stage of image acquisition have an impact on image quality. The readout rate of most scientific-grade CCD cameras is adjustable, but sometimes, high readout rates increase the noise level. We can distinguish three important factors that determine the readout rate and affect image quality:

*a. The modification of the normal CCD reading sequence:* to reduce the number of processed load packets and increase frame rate we can combine pixels during the CCD reading and/or by reading only part of the detector matrix, defining a smaller subset of the entire pixel matrix to be designated for capture and display of images. Unselected pixels are discarded without being digitised by the ADC, and the reading speed is increased accordingly.

*b. Pixel binning:* Accumulated pixel load packs adjacent to the CCD matrix can be combined during reading to form a small number of superpixels. If the acquisition rate is limited by the cameras reading cycle, it allows higher frame speeds for image sequences and provides an improved signal-to-noise ratio for equivalent exposure times.

*c. The electronic gain of the camera system*, which defines the number of cumulative photo-electrons that determine each grey level step distinguished by the read-out electronics. An increase in the electronic gain corresponds to a decrease in the number of photo-electrons that are assigned by grey level, and allows a given signal level to be divided into a greater number of grey level steps. If this technique is used excessively, the small number of electrons can lead to digitisation errors.

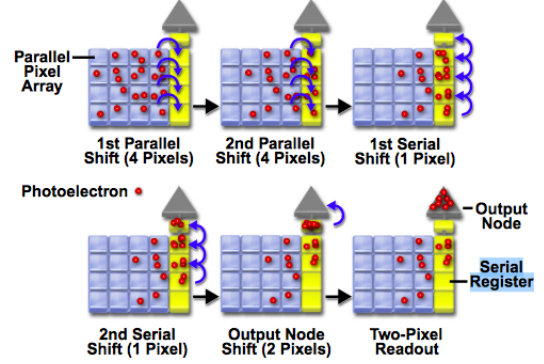


FIG. 4. 2 x 2 Pixel Binning Electron Transfer Sequence

The principal image quality criteria and their effects are summarised as follows:

*d. Spatial Resolution:* Determines the ability to capture fine specimen details without pixels being visible in the image.

*e. Light-Intensity Resolution:* Defines the dynamic range or number of grey levels that are distinguishable in the displayed image.

*f. Time resolution:* The sampling (frame) rate determines the ability to follow live specimen movement or rapid kinetic processes.

*g. Signal-to-Noise Ratio:* Determines the visibility and clarity of specimen signals relative to the image background.

In microscope imaging, it is common that not all important image quality criteria can be simultaneously optimised. Obtaining the best images requires a compromise among the criteria listed. Several methods can be utilised to accomplish this, although each involves a degradation of some aspect of imaging performance.

## VI. CCD CAMERA NOISE SOURCES

The two main noise sources found in a camera are the photons statistical noise or shot noise and the electronic noise in the CCD. The shot noise is determined by random variations of the fluctuation in number of photons on a light ray, i.e. brightness, and is inherent to the photons, the signal, because of their particle nature.

Besides, in practice, the CCDs electronics noise adds to this shot noise. When it accumulates in the collec-

tion wells, the charge from the noise sources cannot be distinguished from the photons signal, and distorts the image.

The highest percentage of the total noise comes from the thermal electron generation in the silicon of the CCD. This so-called Dark Noise, originates from kinetic vibrations of the atoms that liberate holes or electrons, accumulating them in the potential wells, even when there is total darkness in the device. This dark noise is not dependent on the signal, of course, but highly dependent to temperature: cooling the camera 20 degrees Celsius reduces the noise an entire order of magnitude. At -30 degrees, dark noise is reduced to an insignificant value even for microscopy applications.

Having cooled the CCD structure, the remaining noise comes mainly from the readout amplifier noise. It increases with the measurement speed of the pixels charge. At high frame rates, the increase in noise is related with the great bandwidth amplifier that this process requires. Cooling the system helps reduce this noise to some extent, but to take it to an acceptable level, the CCD is divided in two or more zones in order to shift the registers charge towards multiple amplifiers, that can be located in the different sides of the chip: the charge every sensor reads is reduced so the readout speed can be increased without increasing the noise.

The charge transfer efficiency of the device is also improved when cooling it. The large pixel array sizes that are currently used in many CCDs are benefited from this fact. Individual or short transfer losses at the pixels are negligible but when operating with large arrays, a very high transfer efficiency is required: if not, charge losses are significant in pixels at the greatest distance from the amplifiers, specially in megapixel sensors.

## VII. SPATIAL AND TEMPORAL RESOLUTION IN CCD IMAGE SENSORS

Nowadays, having high temporal and spatial resolution is a primary requirement in any image device. They don't need shutters and can also operate at higher digitization rates. To enhance the temporal resolution (accelerating the frame rates) the use of interline-transfer cameras is needed.

On the other hand, if it's the spatial resolution that is wanted to enhance, pixel size must be taken into account. The smallest the pixels are, the more resolution it has. Despite so, high-magnification objectives (which project large-radii diffraction) are needed unless the size of a pixel is lower than 5 micrometers.

The Nyquist sampling criterion is the most common criteria used: the smallest diffraction disk radius produced by the optical system must be sampled by at least two pixels in the imaging array in order to preserve the optical resolution and avoid aliasing.

## VIII. IMAGE SENSOR QUANTUM EFFICIENCY

Detector quantum efficiency (QE) is a measure of the likelihood that a photon having a particular wavelength will be captured in the active region of the device to enable liberation of charge carriers. It is a major determinant of the minimum detectable signal for a camera system, particularly when performing low-light-level imaging. The interaction between a photon and the detector depends upon the photon's energy and corresponding wavelength, and is directly related to the detector's spectral sensitivity range.

Image sensors employed in microscopy - interline-transfer type, mainly - typically detect photons within the spectral range of 400-1100 nanometers. Maximum QE values are only about 40-50 percent, except in the microlens technology newest designs, which may reach 80 percent efficiency.

In order to gain additional spectral range, materials such as indium-tin oxide are implemented, but the most effective method is applying wavelength-conversion phosphors to the detector face, which absorb photon energy in the spectral region of interest and emit light within the spectral sensitivity region of the CCD.

## IX. DYNAMIC RANGE

The dynamic range of a CCD detector is the maximum variation in the signals intensity that can be quantified: it sets the maximum number of gray-level steps into which the detected signal can be divided. In order to use correctly a CCDs dynamic range, it must be matched with the A/D Converters resolution, that way no gray scale steps will be lost. If a camera has a dynamic range of 1600, it sits between 10 and 11-bit ADC: the number of steps is its resolution (bit depth), and is equal to 2 raised to the value of bits.

While being indistinguishable in the naked eye (7-8 bit resolution), high dynamic range camera systems are necessary in certain fields, mainly in fluorescence microscopy. To process ratio-metric or kinetic imaging data in quantitative investigations, a higher dynamic ranges allow a more accurate determination of light intensities.

Also, when trying to expand a section of an image, the original number of grey levels is expanded into all 256 levels of an 8-bit monitor or print: the greater the cameras bit-depth, the less the images degradation.

## X. COLOR CCD IMAGE SENSORS

The acquisition of color images with a CCD camera requires that red, green, and blue wavelengths be isolated by color filters, and subsequently combined into a composite color image. We can use three different strategies to produce color images with CCD camera systems.

*a.* Blanket the CCD pixel array with an alternating mask of red, green, and blue microlens filters arranged in a specific pattern, usually the Bayer mosaic pattern. The Bayer mosaic filter distributes color information over four-pixel sensor units that include one red, one blue, and two green filters.

*b.* With a three-chip design, divide the image with a beam-splitting prism and color filters into the three components, which are captured with separate CCDs, and their outputs recombined into a color image.

*c.* Capture sequentially a separate image for each color by switching color filters placed in the illumination path or in front of the imager using a frame-sequential method that employs a single CCD.

Finally, a recently introduced technology combines three photo-electron wells into each pixel at different depths for discrimination of photon wavelength. Maximum spatial resolution is retained in these strategies because each pixel provides red, green, and blue color information. This method combines high spatial resolution with fast image acquisition, allowing high frame rates suitable for rapid image sequences and video output. This can increase its brightness, but images exhibit greater apparent noise.

There are also color cameras referred to as frame-sequential are equipped with a motorised filter wheel or

liquid-crystal tunable filter (LCTF) to sequentially expose red, green, and blue component images onto a single CCD. Although this camera type is not generally appropriate for high-frame-rate acquisition, the use of rapidly-responding liquid-crystal tunable filters for the R-G-B sequencing can increase the operation speed substantially.

## XI. CONCLUSION

Digital cameras have revolutionised the world of image capturing in all its levels. Film cameras have been replaced with digital ones that thanks to their CCD sensors have improved their predecessors' capacities or even incorporated new ones. The way in which CCD's capture and process images has truly opened a world of possibilities with respect to classical cameras, enabling to incorporate image capturing technology to scientific fields like microscopy.

Apart from a higher resolution, dynamic range, spectral bandwidth (sensitivity to higher frequencies) , etc., the biggest difference when coming to the microscopic world might have been the immediacy to observe the obtained image just after being taken, which has allowed the observer to see whether the image has been well recorded or not.

---

[1] M. D. Kenneth R. Spring, Thomas J. Fellers, *Introduction to Charge Coupled Devices* (Nikon Microscopy U, 2019).  
 [2] Hamamatsu.magnet.fsu.edu, *Concepts in Digital Imaging Technology* (Mortimer Abramowitz, 2006).

[3] W. Hammack, *Eight Amazing Engineering Stories. CCD: The Heart of a Digital Camera* (Google Books, 2012).

# Sensores avanzados para el control de la calidad de los alimentos

Oriol Bertomeu, Eloi Canals,Guillermo Villanueva, Jaume Albert Villasante, Ce Xu  
Instrumentación. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya  
Campus Nord. 08034 Barcelona

## Resumen

En este artículo se describen diferentes sensores relacionados con la alimentación. El objetivo es dar a conocer una serie de sensores que facilitan tanto lo procesos de manipulado de alimentos como los de seguridad alimentaria.

## 1. Introduccion

El progresivo interés en la calidad y seguridad de los alimentos requiere el desarrollo tecnológico de robustos y sensitivos métodos de análisis.

La exigente industria alimentaria y la mayor demanda de conservación de los alimentos a largo plazo han creado la necesidad de desarrollar métodos que puedan rastrear y preservar fácilmente la frescura y seguridad de los alimentos durante toda la vida útil del producto (producción, almacenamiento, envío y consumo). ) Sensores y etiquetas inteligentes en envases representan tecnología de próxima generación que puede ayudar a supervisar el estado del producto. Estos pueden diseñarse para proporcionar un "índice de calidad" del producto en tiempo real, medir los cambios de temperatura o identificar la presencia de deterioro. Los ocurrentes métodos pueden reemplazar las técnicas costosas que se utilizan actualmente para monitorizar los productos alimenticios y aumentar el rendimiento del proceso.

Los sensores están compuestos por receptores químicos o biológicos que están diseñados específicamente para reconocer un analito objetivo, y un transductor físico que convierte el proceso de reconocimiento en una señal medible, generando una salida cuantitativa y/o cualitativa.

Varias alteraciones pueden ocurrir en los alimentos envasados como resultado del metabolismo o el crecimiento microbiano a lo largo del tiempo. Por ejemplo, los cambios en la evolución del gas o la acumulación microbiana se pueden usar para obtener información sobre el estado de los

alimentos, como la frescura o la degradación. Los sensores capaces de medir dichos cambios pueden proporcionar una estimación general de la calidad de los alimentos. Otro ejemplo son indicadores de pH en el envase que cambian de color cuando los alimentos se descomponen como resultado de los cambios de pH asociados con la liberación de aminas volátiles generadas durante el deterioro de la carne o pescado.

A continuación se expone una pequeña muestra de los distintos ingenios que existen en la actualidad.

## 2. Narices electrónicas

Las frutas producen un amplio rango de compuestos volátiles que hacen que tengan un aroma característico. Este aroma característico es clave para determinar la calidad de las frutas. Tradicionalmente, los productores y vendedores de fruta determinan el aroma con personas especializadas en esta técnica. Nosotros exploraremos el potencial en la utilización de las narices electrónicas (o e-noses), instrumentos con múltiples sensores que son muy efectivos para determinar mezclas de compuestos volátiles.

### 2.1. Características químicas de compuestos volátiles en frutas

Los aromas de las frutas consisten de una mezcla de VOCs (Volatile Organic Compounds) cuya composición viene determinada por la especie de planta y fruta. Por lo tanto, cada fruta tiene

su aroma distintivo que depende de la combinación de estos compuestos volátiles y de su concentración. Los mas importantes incluyen derivados de aminoácidos, lípidos, fenoles y sesquiterpenos(Figura 1).

Fruit Type	Cultivars/Varieties	Principal Volatile Compounds in Aroma <sup>†</sup>
Apple	Cox orange	Acetaldehyde, ethyl butanoate, ethyl methyl propanoate, 2-methyl butanol
	Elstar	Ethyl butanoate, ethyl 2-methyl butanoate
	Fuji	Ethyl 2-methyl butanoate, 2-methyl butyl acetate, hexyl acetate
	Pink Lady	Butyl acetate, hexyl acetate, 2-methylbutyl acetate, hexyl butanoate, hexyl 2-methyl butanoate, hexyl hexanoate
Banana	Cavendish	(E)-2-hexenal, acetoin
	Frayssinette	2, 3-Butanediol, solerol
Blackberry	Plantain	(E)-2-hexenal, hexanal
	Black Diamond	Furaneol, 2-heptanol, $\beta$ -ionone, linalool
	Marion	Furaneol, hexanal, $\beta$ -ionone, linalool
Blueberries	Primadonna, Jewel	Many aliphatic esters, C <sub>6</sub> -aldehydes
	Snowchaser, FL02-40	Primarily terpenoids, less aliphatic esters
Orange	Orange	Benzene derivatives, monoterpenes, and

Figura 1: Principales compuestos volátiles en frutas

## 2.2. Aplicaciones de las narices electrónicas para la caracterización de los aromas de las frutas

Una nariz electrónica es un sensor utilizado para detectar olores o aromas. Fue desarrollado para imitar el sistema de olfato humano, es decir, percibir los aromas como un conjunto global. Las narices electrónicas constan de tres partes principales: el sistema de obtención de la muestra, el sistema de detección y el análisis computacional. El sistema de obtención permite generar una muestra y es clave para asegurar las condiciones en las que se analizará. El sistema de detección está formado por un seguido de sensores que reaccionarán cuando entren en contacto con los compuestos volátiles de la muestra, lo que implica que experimentan un cambio en sus propiedades eléctricas. El interés de usar narices electrónicas en el control de la calidad de las frutas es que es un método no invasivo que permite estudiar las características y, por lo tanto, el estado de las mismas. Las técnicas tradicionales son invasivas

Una de las necesidades principales de los productores es determinar la fecha óptima de recogida

## 3. Sensor de cavidad de microondas

La pérdida de agua durante el procesado de la carne supone en total pérdidas de alrededor el 1 %, teniendo pérdidas para una planta de procesado de carne de 50,000\$ por día. En esta sección se

presenta un sensor capaz de medir la pérdida de agua en 6 minutos.

Actualmente existen distintos métodos que permiten realizar esta medida pero son destructivos, se realizan de forma manual y cuestan bastante tiempo. Algún método más rápido y menos costoso puede permitir a la industria realizar distintas medidas a la largo del procesado con el objetivo de optimizar el proceso y reducir las pérdidas económicas que se derivan por la pérdida de agua.

### 3.1. Microondas

Los sensores basados en microondas son un método rápido, no invasivo y fidel para el análisis de materiales y pueden resultar interesante para la industria alimentaria. Se basan en la interacción de ondas EM con una muestra.

$$f_{mnl} = \frac{c}{2\pi\sqrt{\mu_r\epsilon_r}} \sqrt{\left(\frac{m\lambda}{a}\right)^2 + \left(\frac{n\lambda}{b}\right)^2 + \left(\frac{l\pi}{d}\right)^2} \quad (1)$$

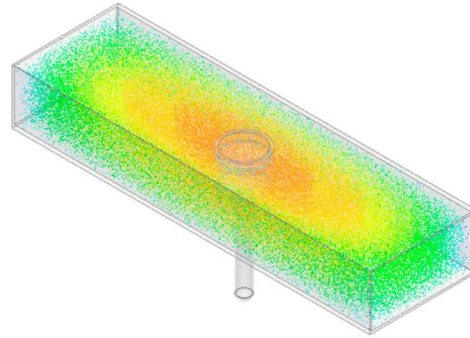


Figura 2: Modelo 3D

Si tenemos una cavidad con una muestra, los modos resonantes aparecen cuando se generen ondas estacionarias, las cuales dependen tanto de las dimensiones de la cavidad como de las propiedades dieléctricas de la muestra.(Ecuación 1)

En la Figura 2 se muestra un modelo 3D de la cavidad diseñada para este trabajo en la cual el modo  $TE_{010}$  está presente. Se puede ver como el campo eléctrico se concentra al rededor de la muestra tal y como muestran los colores rojo/naranja.

### 3.2. Resultados

El principal objetivo que se plantea es comparar la técnica explicada anteriormente con el método usado de forma mayoritaria actualmente en la industria. El método se llama EZ-Driploss method. Se puede ver que ambos métodos son similares, estadísticamente  $R^2 = 0,76$ . (Figura 3)

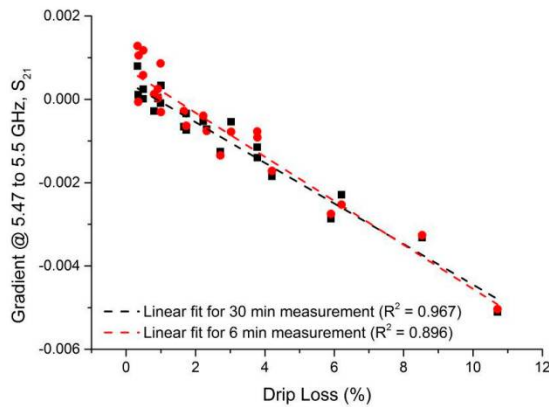


Figura 3: Modelo 3D

Cuando se usa el sensor de microondas, se puede obtener una correlación con una muestra de medidas y, por lo tanto, se puede obtener una curva de calibración para definir el sensor. Se demuestra que el sensor puede dar una correlación máxima de  $R^2 = 0,967$  en un tiempo de medida de 30 min. y una correlación menor,  $R^2 = 0,896$  en un tiempo de medida de 6 min.

## 4. Sensor Óptico Laser

El sensor óptico laser, también llamado BARDOT (*bacterial rapid detection using optical scatter technology*), trabaja bajo los principios de refracción, difracción e interferencia de la luz dispersada a través de la muestra.

BARDOT es una técnica que requiere de una colonia de una bacteria, generalmente cultivada, en la que se puede identificar la firma de dispersión única para cada especie bacteriana que cuenta con la ventaja de tratarse de un método no destructivo, de modo que se le pueden aplicar otras técnicas a la misma muestra, y además se ha demostrado su precisión del 90 al 99 % en los géneros *Escherichia*, *Listeria*, *Salmonella*, *Staphylococcus* y *Vibrio*, e incluso en algunos casos, como la *Listeria*, identificar especies concretas[2].

### 4.1. Estudio de la salmonela

Para el estudio concreto de la salmonela, se usó una placa XLT4 de agar XLT4 como medio de cultivo de la colonia porque permitía un crecimiento mayor de este género de bacterias a la vez que inhibía el crecimiento de otras contaminantes ya se comparó con el uso de otras placas y se demostró que no afectaba significativamente al patrón de dispersión.

También fue testeado para comprobar el efecto de la contaminación de otras bacterias, y

se demostró que los patrones de las diferentes especies eran diferenciables, por lo que deducimos que el patrón de la salmonela es distinguible incluso con microbiota de fondo.

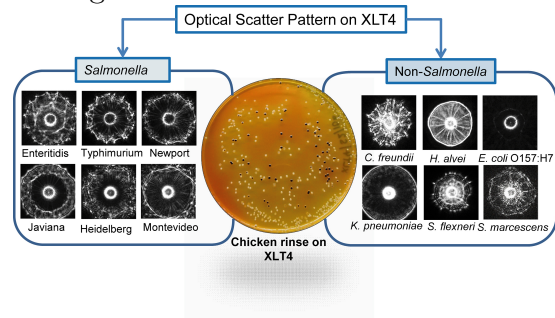


Figura 4: Comparación del patrón de dispersión[3]

## 4.2. Aplicación del BARDOT

La detección de las diferentes especies se basa en la creación de una biblioteca de imágenes de las diferentes huellas de dispersión del laser de modo que se pueda comparar e identificar automáticamente las diferentes especies que se encuentren en el cultivo bacteriano, permitiendo así una detección inmediata de estas en un periodo de tiempo muy inferior al necesario si se usaran otros métodos una vez obtenido el cultivo.

## 5. Lengua electrónica

### 5.1. Motivación

En el proceso de comercialización de alimentos es necesario evaluar la calidad gustativa del producto a lanzar. Para ello se suele emplear un panel de analistas profesionales. Este sistema tiene el inconveniente de ser laborioso y caro, además de depender de las valoraciones subjetivas de ese jurado. Finalmente, arroja unos resultados ambiguos y difícilmente cuantificables. Es por esto que se ha querido desarrollar un sensor que funcione como "lengua electrónica".

### 5.2. Funcionamiento

La lengua electrónica contiene una membrana lipídica a través de la cual pasan las muestras. Entonces cambia el potencial de la membrana, y se pueden detectar los iones de las muestras. Como referencia del sabor "puro", se utiliza glutamato de monosodio (MSG), sal, ácido cítrico, ácido tánico y azúcar para el umami, salado, ácido, amargo y dulce respectivamente.



### 5.3. Aplicación

Se ha usado una lengua electrónica para medir las propiedades gustativas de una muestra de harina de cacahuate que sufre un proceso de hidrólisis. Se ve que los valores obtenidos varían a lo largo del proceso:

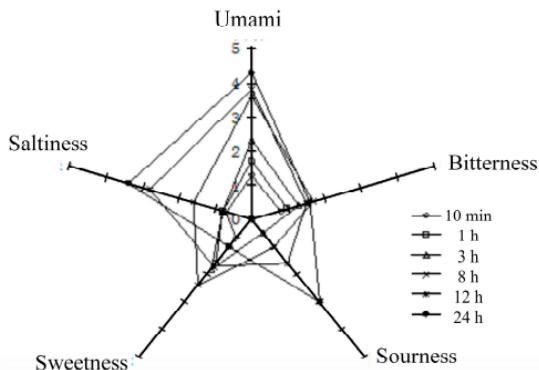
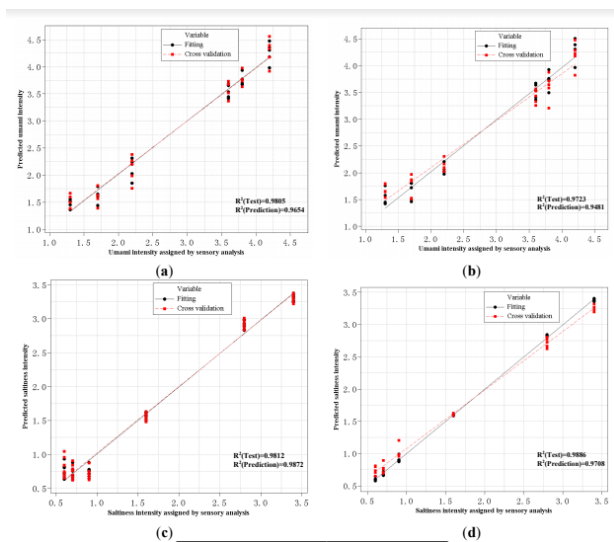


Figure 1. Radar distribution results of sensory analysis.

Se ve como los sabores salado y umami aumentan con el tiempo de hidrólisis, mientras que con el resto no aparece una relación tan marcada.

También comparamos los resultados obtenidos con los de un test tradicional con catadores profesionales:



Vemos que los resultados obtenidos con la lengua electrónica son muy parecidos a los obtenidos por el jurado profesional, por lo cual podemos suponer que la lengua electrónica es un buen sistema que podría reemplazar a los jurados de catadores.

## 6. Conclusiones

Los sensores químicos y biológicos para monitorizar la calidad y seguridad de los alimentos pueden ser utilizados para mejorar la vida útil y las capacidades de medición de los productos alimenticios, con todas las ventajas que como consecuencia de este hecho se pueden llegar a imaginar.

Sin embargo, la mayoría de los sensores aún están en etapa de desarrollo y necesitan un trabajo significativo antes de su implementación en aplicaciones del mundo real. Problemas como la sensibilidad, la selectividad, la robustez y la seguridad de los materiales de detección debido al contacto potencial o la infiltración de alimentos.

## Referencias

- [1] Theoretical Basis and Application for Measuring Pork Loin Drip Loss Using Microwave Spectroscopy. Sensors for Food Safety and Quality.
- [2] Laser Optical Sensor, a Label-Free On-Plate Salmonella enterica Colony Detection Tool
- [3] Laser tool speeds up detection of salmonella in food products
- [4] Wang, L.; Niu, Q.; Hui, Y.; Jin, H.; Chen, S. Assessment of Taste Attributes of Peanut Meal Enzymatic-Hydrolysis Hydrolysates Using an Electronic Tongue. Sensors 2015, 15, 11169–11188.

# Sensors and IoT in developing countries: opportunities and challenges

L.Dot, D. Gómez, A. Migó, R. Serrat

*Instrumentation, Degree in Engineering Physics. Universitat Politècnica de Catalunya.  
Campus Nord, 08034 Barcelona*

In developing countries, problems regarding poverty, lack of Internet speed, low levels of expertise, and overall lack of infrastructure have to be dealt with in order to have access to the communication technologies. The authorities face enormous challenges to improve the current systems to make the infrastructure capable of deploying IoT as a whole. This paper aims to present the opportunities and challenges of IoT in developing countries, as well as to discuss possible solutions to these challenges.

**Keywords:** Internet of Things (IoT), Sensors, Developing Countries

## I. INTRODUCTION

In the past decade the term IoT (*Internet of Things*) has evolved from a newly coined word in 1999 to a key concept in modern days that describes the interaction of a vast row data collection coming from a huge number of sensors, and its processing systems with the purpose of improving relevant fields in our industry, society and environment management. IoT can provide us with real-time information inflow which allows quick responses to some issues and on the other hand the volume of data that can be achieved makes a big difference in helping take better and more efficient decisions. It opens up a new era in the use of technology.

The development of the IoT's is changing the paradigm of economy and society in countless areas such as industry, retail, mobility models, environment management, health care and it would be totally unfair if the greatest efforts are not made to facilitate its implementation in the developing countries. It is a matter of responsibility to focus on how these new technologies can be made available to them and contribute to close the gap in terms of development. Differential aspects in these societies need to be addressed to succeed in this endeavour. It is important to identify the challenges in each particular society and understand that the opportunities are there.

The concept is basically developed on the idea that numerous things or objects, such as Radio Frequency

Identification (RFID) tags, sensors, actuators, mobile phones etc. can be connected and its data processed in the cloud (Figure 1). Each of them has a unique address and is able to interact with the others so that they cooperate to reach a common goal. The IoT is a triumph of distributed computing systems having a huge compatibility to compile, process and distribute information using wireless and wired communication systems.



Figure 1: Internet of Things

Its general applications can be divided into Industry (including those activities involving financial and commercial transactions among companies or organizations), Environment (consists on activities related to safety, maintenance and development of all natural



resources) and Society (containing initiatives referring to the development and inclusion of societies, cities and people).

The IoT represents a new tool to improve different aspects of a wide range of fields such as the automotive, aeronautic, health, medical or pharmaceutical industries. It offers changes not only to improve the quality of life but also to improve, for example, our security, being the path to the autonomous car avoiding all accidents caused by us, humans, that is, its implementation can make a big change in our lives.

## II. OPPORTUNITIES

Developing countries offer a vast range of opportunities for IoT. In this section, we discuss the implications of IoT on some of the most significant fields.

### *A. Road Accident Mitigation and Transport Safety*

It has been proven that most of road accidents are caused by, or at least involve, some kind of distraction. This adds to the fact that developing countries are suffering a growth in terms of motorization that doesn't come alongside an improvement of the road network or safer transport techniques. IoT can help to enhance transport safety and reduce road accidents by collecting data that indicates, for example, the cognitive response of the driver, their mental and physical health, the vehicles' fitness and safety measurements, etc. This data allows for security measures to be taken, such as alarming the driver or stopping the vehicle, therefore enhancing transportation safety.

### *B. Precision Agriculture*

The goal of Precision Agriculture is to make use of modern technologies as a solution to the urges for effective food monitoring systems. Not only do these systems have effects on the farms or fields themselves - which include improvements in crop planning and ensuring accurate utilization of plant nutrition materials- but it also provides a better scope to plan for the future production of crops at a national level. That would be much needed in a very unstable market whose demand is growing quickly, due to the increase in the world's population, but whose management system in developing countries is in jeopardy because of natural calamities, lack of proper fertilizations and inefficient crop monitoring systems.

### *C. Environment Monitoring*

In developing countries the rate of air, noise and industrial pollution is very high, hence the necessity of modern environmental monitoring. Even more, it is important to monitor the environment regularly so as to predict the climatic changes and to deal with natural calamities. Moreover, in these countries the systems need to be fairly cheap and easily maintainable.

### *D. Utility Management*

In addition to electricity, gas, trash removal, etc., water networking and quality assurance of drinking water is considered a significant application of IoT. To ensure high water supply quality, sensors that measure critical water parameters are installed at prime locations. In developing countries, it is important to implement smart and cost-effective systems that will benefit people with efficient utilization of available resources and minimize the resource wastage.

### *E. Intelligent Health Management (mHealth or eHealth)*

Developing intelligent health monitoring systems is becoming more important for different reasons, such as real-time health monitoring, which helps to detect and predict formidable health issues and to take precautions, or phenomenon of global aging and chronic diseases, for which many developed countries are building up intelligent home health-care systems.

IoT offers a way to implement eHealth systems with robust and affordable services that are much needed in developing countries, where there is an immense degree of irregularity in health management.

### *F. Workplace Safety Enhancement*

Despite the strict laws that governments impose to prevent disasters and accidents in workplaces, work safety is often ignored in developing countries to save capital and invest more in production. It is common for these restrictions to be bypassed by the industry authorities with the help of corrupted officials. Possible solutions to this problem must be cost-effective, easy to use and well-integrated. Well organized workplace monitoring and warning systems can ensure reliable procedures for meeting the safety standards in industry, while making corruption more difficult.

### *G. Social Security Management*

As far as social security is concerned, the situation in developing countries is becoming more dangerous every day, specially for women. The rate of street harassment is very high and an uncountable number of thefts, murders and other crimes happen at night. IoT offers a platform to integrate the technologies that are necessary to tackle this problem and make cities safer, ranging from a central CCTV network to personal safety devices.

## **III. CHALLENGES**

### *A. Technical Challenges*

Internet Connectivity is a principal issue, IoT needs connectivity among every particular thing. To deploy wired cable throughout the country is very expensive so it is preferred to provide internet access through wireless technologies like 3G, WiMAX, 4G-LTE, etc. This invokes other problems such as low internet speed or high power consumption. The main challenge here is to deploy a hybrid backbone over the country, consisting of a fiber-optic national data-highway, that can be sufficient to enable IoT in this countries.

Another problem that IoT is facing is the lack of Power Resources. For example, to improve the use of energy in homes, the IoT will automate and promote energy efficient practices such as the running of appliances at off-peak times. Apart from that, devices known as smart meters would help to eliminate the need of sending engineers to those countries in case of outages or any repairing needs.

### *B. Device Reliability*

The IoT devices for developing countries need to be robust, energy efficient and able to run on batteries for months at a time. They also need to be able to make use of the solar radiation present for recharging capabilities (e.g., photo-voltaic panels). It is important to know when a device drops off from a network and goes back online and the other way around. Monitoring IoT devices in a way that they can correct any problems that have arisen will boost its reliability.

### *C. Financial Challenges*

The IoT provides an incredible opportunity for developing countries to become scientifically and technologically prepared. However, there are some financial challenges addressed to it. These include low cost of acquisition, maintenance and financial sustainability. Nowadays, the IoT devices are still expensive for developing countries when accounting for the acquisition and shipping costs. Many of these challenges may be addressed through a local expertise and strong collaboration between experts of the developed and developing world. Such collaboration will enable the IoT4D dream to become reality.

### *D. Security, Privacy and Trust Issues*

IoT security is still in its development stage, its architectures are complex and such interactions between billions of objects must be secured. IoT threats are numerous and efficient cryptography lightweight algorithms are needed. Sensor users should be able to preserve their privacy which would afford users means of trust. Advanced awareness mechanisms should be used to detect and prevent intrusions. Recovery systems must be able to determine the attacked areas and redirect them towards trusted areas in an IoT network.

## **IV. SOLUTIONS AND WAY FORWARD**

As we described in the previous section, there are many challenges for IoT in Developing Countries. and we believe that the solutions to these challenges could be already available, so Developing Countries will leapfrog ahead of industrialized countries in adopting IoT.

### *1) Technical Challenges*

- **Connectivity:** IoT networks will require hybrid solutions. When talking about long distance wireless links, solutions in the ISM bands don't require any license. Several satellite solutions are available at reasonable costs for areas where there is no GSM coverage. Finally, Disruptions Tolerant Networking (DTN) based solutions for sensor networks have been studied and tested for areas where human mobility is guaranteed.
- **Internet connectivity:** Internet connectivity is vital to IoT solutions. The solution here is the segmentation of geographical area coverage, so that we don't need to synchronize all the data in real-time over the Internet to

the central servers. Regions with limited Internet connection can still benefit from the rich data coming from Wireless Sensors.

## 2) Social Challenges

- **Standardization:** the lack of a standard is listed as a limiting factor for the success of IoT and it can be seen as an opportunity for the Developing World (long battery life, support of different wireless technologies, longer wireless links using TV White Spaces, etc.). To do so, more case studies are needed and consequently, the required features to be standardized will be detected.
- **Human Resources:** this challenge includes training engineers and scientists on IoT and final users on the benefits they can obtain from this new technology. Finally, a network of IoT practitioners from the Developing World can exchange experiences and drive this technology further.

## V. CONCLUSIONS

To summarize, in this paper we have presented some of the opportunities that IoT can offer in developing countries, such as improvements in transport safety, agriculture, environment, health, workplace safety or social security. Success is the most common feature among them, but as far as sustainability and affordability are concerned, it is crucial to make it happen in a profitable way. On the other hand, the potential applications that can help optimize processes with a direct impact on society are countless, so we must take advantage of this and find the best sources to start the change in Developing Countries. Moreover, the listed challenges, which have to be addressed to make this new technology successful, inspire us to show that some of them can be turned into opportunities, and that IoT has good chances to succeed in developing countries.

## REFERENCES

- [1] Md Nazmus Sakib Miazi, Zenville Erasmus, Md. Abdur Razzaque, Marco Zennaro, Antoine Bagula. *Enabling The Internet of Things in Developing Countries: Opportunities and Challenges*. Department of Computer Science and Engineering, University of Dhaka, Bangladesh; Department of Computer Science, University of the Western Cape, South Africa; Wireless Laboratory, International Center for Theoretical Physics (ICTP), Italy. [Online]. Available: doi: 10.1109/ICIEV.2016.7760066
- [2] M. Zennaro, B.Pehrson, A. Bagula. (2019) *Wireless Sensor Networks: a great opportunity for researchers in Developing*

*Countries*. [Online] Available: [https://www.researchgate.net/publication/228671371\\_Wireless\\_Sensor\\_Networks\\_a\\_great\\_opportunity\\_for\\_researchers\\_in\\_Developing\\_Countries](https://www.researchgate.net/publication/228671371_Wireless_Sensor_Networks_a_great_opportunity_for_researchers_in_Developing_Countries).

- [3] Kaleen Ullah, Munam Ali Shah, Sijing Zhang. (2016, january). *Effective Ways To Use Internet Of Things In The field Of Medical And Smart Health*. Department of Computer Science, COMSATS Institute of Information Technology, Islamabad, Pakistan; Department of Computer Science, University of Bedfordshire, Luton, UK

# **Sensors avançats per a mesurar la qualitat de la carn magra de la població porcina**

Mireia Torres Junyent, Núria Amenábar Fàbregas, Andrea Bravo Forn, Tomás Urdiales Bartolomé, Carla Xifra Esser

*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.  
Campus Nord, 08034 Barcelona*

S'ha enfocat aquest treball sobre “sensors avançats en l'estudi de la qualitat de productes alimentaris”, des d'un punt de vista menys genèric i més específic. Per a fer-lo, es va contactar amb l'Institut de Recerca i Tecnologia Agroalimentària (IRTA) que es dedica a la investigació, en part, de la qualitat de carn magra de la població porcina espanyola. El que es presenta a continuació és una idea general dels diferents sensors utilitzats per al propòsit anteriorment citat, així com el funcionament d'aquests aparells. Cal esmentar que els sensors que s'exposen no són d'ús exclusiu del territori espanyol, sinó que s'utilitzen també en altres països.

## **I. INTRODUCCIÓ**

La freqüència en la que es produeixen estafes i enganys sobre productes alimentaris és major del que ens pensem. Des de productes primaris (com la carn, peix, etc.) fins a productes envasats (pizza, galetes, etc.)

Els grans comerciants i les vendes a l'engròs són els principals protagonistes d'aquest fet. En molts casos, comprem peix de piscifactoria i no el venen com a tal; els brics que diuen ser 100% llet però, en veritat, un gran percentatge és aigua i altres productes, la venda de sucre tenyit com a sucre morè, etc.

Aquests són pocs casos dels molts que es cometen avui en dia. Per aquesta raó, és molt important el desenvolupament de sensors i altres sistemes per controlar la qualitat alimentària. El client està pagant els productes al preu corresponent a les etiquetes dels aliments, però no al preu que correspondria al contingut real.

En aquest breu treball ens hem enfocat en sensors que mesuren la qualitat de la carn de la població porcina espanyola. El seu principal objectiu és la classificació automàtica de porcs en els escorxadors i altres sectors de la ramaderia, a través de la

predicció del pes i del percentatge de carn magra de les parts principals de l'animal (pernil, cansalada, llom i paleta).

El nombre de punts on es realitza la mesura i la seva localització està especificada per la reglamentació de cada país. A Espanya es sol dur a terme una mesura a la part esquerra del porc, entre les últimes 3a i 4a vèrtebres, a 6 cm de la espina dorsal.

## **II. CALIBRATGE I VERIFICACIÓ DELS SENSORS**

Un sensor és, estrictament parlant, qualsevol sistema capaç de mesurar una magnitud física del medi, processar-la, convertir-la a una magnitud electrònica i, finalment, tornar-la a transformar a una senyal digital. En aquest cas, hem investigat sobre els sensors avançats per mesurar el percentatge de carn magra (carn formada principalment per fibra muscular amb un baix contingut de greix) de les canals porcines (porc sencer o tallat per la meitat de forma longitudinal).

El mètode de funcionament general d'aquest tipus de sensors consisteix en donar uns predictors (variables d'entrada) que són llegits pels sensors per a després donar una sortida: el percentatge de carn magra. Els sensors més

bàsics solen tenir dos predictors: el percentatge de múscul i el de greix. No obstant, en poden haver-hi molts més com l'espessor del greix o el pes del porc, però sempre es tracta de variables molt correlacionades.

El sistema intern dels sensors disposa d'una equació lineal que té els predictors com a entrada, i el percentatge de carn magra com a sortida. Si estudiem el cas més senzill, l'equació (de mesures lineals) és la següent<sup>1</sup>:

on *LMP* (*Lean Meat Percentatge*) és el percentatge de carn magra; *F* és el gruix de greix (mm); i *M* el del múscul.

Per poder trobar les constants *a*, *b* i *c* es necessita calibrar els sensors. Per a aquest procés s'agafen un mínim de 120 canals porcines (per normativa de la Unió Europea que constitueixen el mostreig. Aquest ha de ser representatiu de la població porcina de Espanya, en el nostre cas. Així doncs, si utilitzem el sistema de classificació femelles, mascles sencers i mascles castrats, en funció de la seva abundància, agafarem més d'un tipus o d'un altre.

Les 120 canals porcines es sotmeten a dissecció o a tomografia (com a mètode de referència) per a obtenir el percentatge de carn magre real. Una vegada obtinguts els valors per a cada canal, es substitueix a l'equació i es troben les constants *a*, *b* i *c*. L'error màxim (diferència entre el valor de la carn magra real i el mesurat pel sensors), també per normativa, ha de ser menor al 2.5%. Quan ja es tenen els coeficients de l'equació, s'introdueix aquesta en els sensors i podem dir que ja estan calibrats.

---

<sup>1</sup>Si consideréssim més predictors, simplement hauríem de sumar una constant multiplicada pel percentatge de la variable d'entrada corresponent.

Com hem dit anteriorment, poden haver-hi molts predictors d'entrada però aquest fet no implica una major precisió del sistema. En alguns casos pot augmentar l'error i es pot donar l'anomenat sobre-ajustament (quan es tenen moltes variables d'entrada que són útils per un cas en particular però no contribueixen a favor en un altre cas). Per aquesta raó, és recomanable escollir poques variables d'entrada i que aquestes siguin representatives per a l'obtenció del percentatge de la carn magra i alhora minimitzin l'error.

Cal que cada dia es realitzi una o diverses verificacions dels sensors per comprovar que funcionen correctament. Per a aquest pas es segueixen uns patrons que si no es compleixen, llavors s'ha de canviar el sensor o arreglar-lo.

### III. TIPUS DE SENSORS

La classificació dels sensors presentats a continuació es basa en dos factors principals: el número de variables d'entrada i en el sistema de funcionament. El seu objectiu és comú, i es tracta de determinar el percentatge de carn magre de la població porcina d'un determinat territori.

A Espanya, els sensors més utilitzats (una mitjana de sis) són els presentats a continuació.

#### i. *Fat-O-Meat'er* II (FOM II)

El sensor *Fat-O-Meat'er* II treballa amb un mètode de mesura invasiu basat en la reflectància de raigs infraroigs.

Per tal de quantificar el percentatge de carn magre, el sensor ha de mesurar el gruix de la capa de greix i la profunditat del múscul en certs punts de la canal. A continuació, les dades obtingudes s'introdueixen en una equació que ens proporciona directament la quantitat de carn magra de la canal.

El sensor està format per dues parts bàsiques: una Sonda FOM II (part portàtil del sensor) i una terminal (part no transportable).

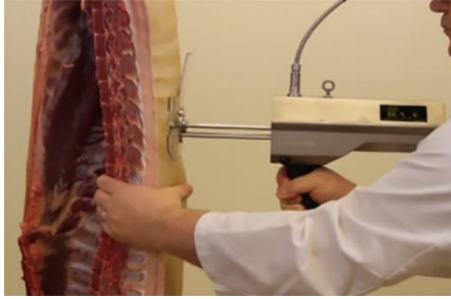


Figura 1. Operari realitzant mesures amb el sensor Fat-O-Meat'er

### → Sonda FOM II

Aquesta part del sensor està composta per: una sonda òptica, un dispositiu que mesura la profunditat, una taula de control (processa i analitza les dades obtingudes) i un display (permet veure el resultat de les mesures al operador que les està realitzant).



Figure 2. Sonda FOM II

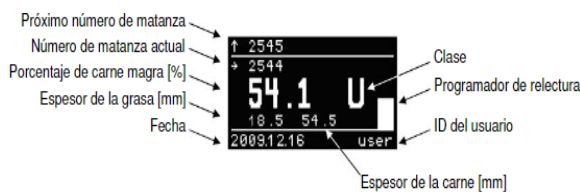


Figure 3. Display de la sonda FOM II

La sonda òptica consisteix en un sensor de 6 mm capaç de projectar rajos infrarojos que conté un fotodíode. Aquest petit sensor va unit per un costat a la taula de control (a través de un cable de fibra òptica) i a la punta té un

ganivet per poder realitzar incisions en la canal.

Per tal de realitzar les mesures i determinar el gruix de les capes de greix i múscul de la canal s'ha d'inserir la sonda òptica dins de la canal de manera que el petit sensor la travessi completament.

En el procés d'extracció de la sonda òptica de dins de la inserció és quan es realitza la mesura: s'emeten de forma continua raigs infrarojos i el fotodíode capta la seva reflectància en els teixits entorn la incisió (en un radi d'entre 0 i 125 mm al seu voltant). La intensitat de la radiació reflectida és més gran si el fotodíode passa a través d'un teixit adipós (greix) mentre que disminueix quan travessa múscul. Així, es possible detectar la frontera entre ambdós tipus de teixit.

Per tal de poder mesurar el gruix de les capes, la sonda també disposa d'un dispositiu que permet calcular-ne les profunditats. Aquest dispositiu està format per una molla de torsió de força constant (feta a partir de una tira de metall pre-tensat i enroscat de forma que quan s'estira, la força recuperadora que exerceix és quasi constant) i un codificador (dispositiu que transforma el moviment en una senyal elèctrica que pot ser llegida pel sistema de control de la sonda).

### → Terminal

Aquesta part del sensor consta d'una pantalla I15 (*Ingress Protection IP69K*) i va connectada amb la sonda. La seva funció principal és emmagatzemar les mesures realitzades, així com d'altres informacions rellevants (com ara el nombre de matança, la data i l'hora). Aquestes dades apareixen a la pantalla juntament amb un gràfic on es representa la intensitat dels raigs infrarojos reflectits en els teixits en funció de la profunditat de la inserció en la canal on s'ha fet la mesura.

També s'encarrega de la coordinació de tots els elements que intervenen en el sistema de

mesura (per exemple, controla la connexió entre la cinta transportadora, l'escorxador i el sensor *Fat-O-Met'er*).

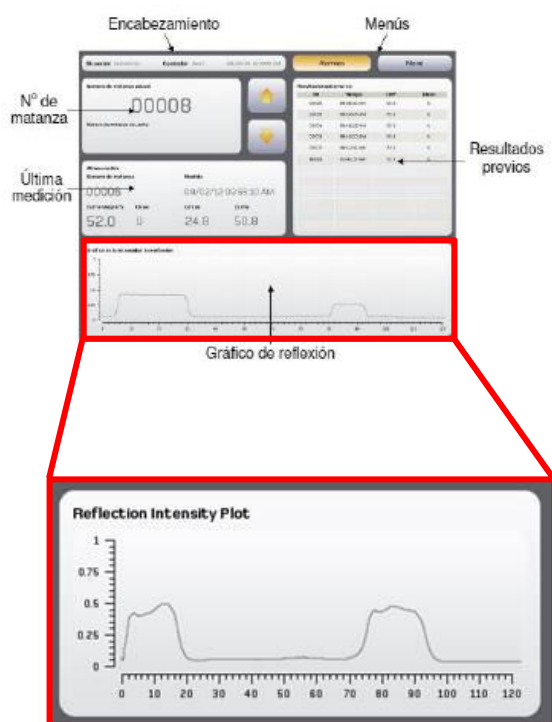


Figure 4. Gràfic de la reflectància.

Per tal de determinar el percentatge de carn magra de la canal amb aquest sensor, cal introduir les mesures obtingues en la següent equació:

$$(F \cdot 876) + (M \cdot 181)$$

Cal remarcar que aquesta fórmula és vàlida per a canals que pesin entre 60 i 130 kg.

## ii. Autofom III

El sensor AutoFom III permet determinar el percentatge de carn magra d'una canal porcina usant un mètode de mesura (completament automatitzat i no invasiu) basat en un escanejat en 3D amb ultrasons.

El procediment per quantificar aquest magnitud és similar al seguit utilitzant el sensor *Fat-O-Meat'er II*. Amb el sensor es prenen un seguit de mesures i aquestes s'introdueixen en una equació que ens

proporciona directament el contingut de carn magra de la canal.

L'aparell consisteix en mitja anella d'acer inoxidable en el perímetre interior sobre la qual es col·loquen setze transductors ultrasònics<sup>2</sup> separats una distància de 25 mm. El fet de col·locar els transductors al llarg de mitja anella permet focalitzar la radiació que produeixen.

Aquest sensor està completament integrat dins de la cadena de producció del escorxador, normalment entre les etapes de dessagnat i escaldament de la canal.

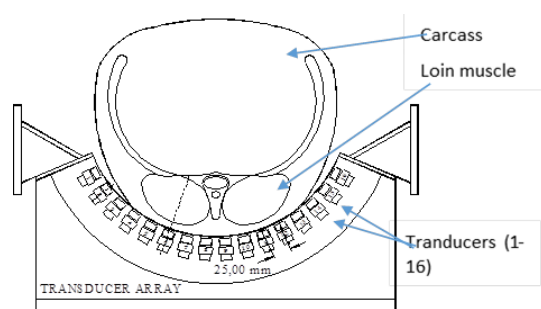
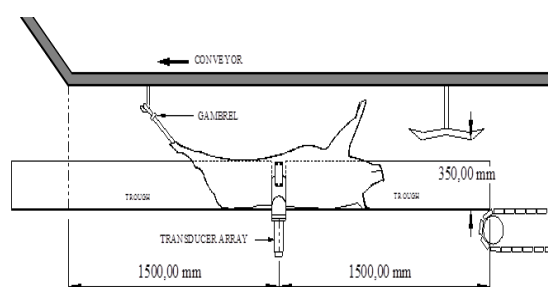


Figure 5. Esquema del Autofom III.

<sup>2</sup> Un transductor ultrasònic és un aparell capaç de transformar un camp elèctric oscil·lant en vibracions mecàniques utilitzant materials piezoelèctrics (ceràmics). En aquest cas la vibració produïda és de 2 MHz i per tant es troba dins del rang d'ultrasons.



Figure 6.  
Transductor  
piezoelèctric.

La canal porcina és arrastrada mitjançant un penjador unit a una cinta transportadora fins l'AutoFom III. Així, va passant a través de l'anella del sensor on estan col·locats els transductors i la radiació produïda per aquests és focalitzada cap a ella per a travessar-la.

Els ultrasons que es propaguen a través del porc van mesurant canvis en la impedància acústica en funció del teixit. Això fa que es produeixin reflexions de la radiació de manera que, si es mesura el temps que tarden els ultrasons en anar i tornar a l'anella, podem obtenir un escanejat en 2D de la secció transversal de la canal. Posteriorment, si s'uneixen els escanejats de cadascuna de les seccions transversals, es pot formar un escanejat en 3D.

Per tal de determinar el percentatge de carn magra de la canal cal introduir les mesures obtingues en la següent equació:

On cada sumatori representa un predictor d'entrada diferent.

Cal remarcar que aquesta fórmula és vàlida per a canals que pesin entre 60 i 130 kg.

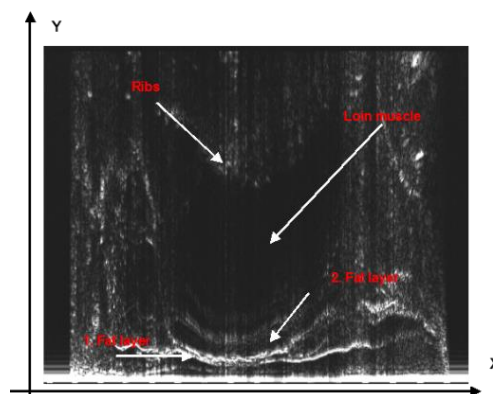


Figura 7. Escanejat en 2D de una secció transversal de la canal fet amb AutoFom III.

### iii. Escàner IMAGE OptiScan-TP

L'OptiScan TP portàtil calcula la proporció de carn magra a partir d'una imatge escanejada. Amb aquests valors i, aplicant una fórmula, s'acaba obtenint la part proporcional de carn magra de les canals porcines..

És un sistema portàtil, que realitza un registre òptic de la part proporcional al porc i la carn, amb una traçabilitat del 100%. Realitza la mesura molt ràpidament i té memòria de totes les dades d'imatge i classificació, la qual cosa permet una verificació per part dels organismes de control.

Opcionalment, es pot acoblar a un mesurador de pH per a realitzar una mesura del pH de la carn, i, per tant, de la seva qualitat.

El dispositiu porta incorporat un creador d'imatges digitals que fa una fotografia il·luminada dels dos punts de mesurament de la carcassa. Aquestes imatges són la base per a calcular la proporció greix per a, després, tenir el percentatge de carn magra.



Figure 8. OptiScan TP



#### **iv. VCS 2000**

El sensor VCS 2000 és un sistema de tractament i anàlisis d'imatges que determina automàticament el valor comercial de carn magra d'una canal porcina. Aquest sensor mesura el gruix de grassa i múscul de l'interior de les mitges carcasses dels porcs, també pren angles, àrees i ràtios per tal de preveure el rendiment de carn magra que té el porc analitzat. En total, aquest sensor utilitza 330 variables d'entrada (les mesures explicades prèviament).

Aquest sistema té dues funcions principals. D'una banda, mitjançant una ecografia escaneja la secció transversal del múscul del llom dels porcs i amb vídeos obté imatges en 2D i 3D. Exactament, el VCS 2000 té tres càmeres, dos per tal d'obtenir les imatges de l'interior del porc i l'altre per obtenir-ne d'externes. I, d'altra banda, a partir de les imatges obtingudes, es prenen diferents mesures per tal d'obtenir el rendiment de carn magra. Aquest pas es fa amb programes d'ordinador de processadors d'imatges.

#### **v. gmSCAN**

A diferència d'altres sensors, el sistema *gmSCAN* analitza els porcs en posició vertical fet que permet que no es requereixi modificar la majoria de línies de sacrifici. Aquesta avantatge fa possible que aquest tipus de dispositiu sigui utilitzat en centres de ramaderia a gran escala (pot classificar fins a 1000 canals de porc per hora). A més, com la resposta d'aquest escàners sols depèn del contingut de magra, les variacions genètiques i les diferents races no generen cap problema en el mesurament.

El seu funcionament està basat en la generació de camps magnètics de baixa intensitat. Degut a que l'ós i el greix tenen propietats dielèctriques diferents respecte al teixit magre, apareixen pertorbacions en el camp, al pas de cada canal de porc, que permeten mesurar la conductància elèctrica. Amb aquesta mesura, és possible determinar, per a un rang concret

de freqüències, la quantitat de contingut de magra.

Més enllà dels sistemes de control d'aliments, aquest tipus de sensors basats en la inducció magnètica són utilitzats també, per exemple, en medicina per a fer tomografies (encara que en aquest cas el que es fa és alinear la magnetització nuclear dels nuclis d'hidrogen de l'aigua en el cos).

#### **v. CSB Image-Meater**

Aquest model de sensor disposa d'un software encarregat de capturar la imatge de la canal porcina diferenciant la seva estructura i les mesures. D'aquesta manera es pot obtenir la carn magra (en percentatge i pes) de les diferents parts del porc.

El sistema pren mesures de les diverses parts lumbar per tal d'obtenir un rendiment òptim de la canal porcina. L'avantatge d'aquest sistema és que el sensor no està en contacte directe amb la canal, de manera que s'assegura la higiene del procés. La seva velocitat de classificació és de les més ràpides ja que pot prendre imatges d'una mitjana de 1500 canals/hora.

En funció de la grandària de l'escorxador, en podem trobar de tres tipus: manual, semi-automàtic i totalment automàtic.

### **IV. CONCLUSIÓ**

Les indústries alimentàries estan obligades a seguir moltes regulacions, redactades dins les lleis estatals per a garantir la qualitat i el benestar de la població.

S'ha pogut observar la gran importància doncs, dels sensors (entre d'altres sistemes) per a mesurar la qualitat dels aliments. D'aquesta manera, conèixer, no només el contingut d'un producte, sinó que, també, el seu procés de creació o de creixement i cria del bestiar (en el cas de productes ramaders).

En relació a l'estudi dels sensors, s'han pogut aplicar els coneixements apresos a classe i,

així enfocar el treball des d'un punt de vista tant de funcionament com d'utilitat.

## V. REFERÈNCIES

1. Handbook of Dairy Foods Analysis. Edited by Leo M.L. Nollet i Fidel Toldrà. Published in 2010 by Taylor and Francis Group.
2. Evaluation and Control of Meat Quality in Pigs. Edited by P. V. Tarrant, G. Eikelenboom and G. Monin. Published in 1987 by Martinus Nijhoff Publishers
3. Meat Inspection and Control in Slaughterhouse. Edited by Thimjos Ninios, Janne Lundén, Hannu Korkeala, Maria Ferdriksson-Ahomaa. Published in 2014 by Jhon Wiley and Sons.
4. Meat Quality: Genetic and Environmental Factors. Edited by Wiesław Przybylski and David Hopkind. Published in 2016 by Taylor and Francis Group.
5. <http://ec.europa.eu/transparency/regexpert/index.cfm?do=groupDetail.groupDetailDoc&id=5280&no=2>
6. [https://www.researchgate.net/publication/51777099\\_Prediction\\_of\\_lean\\_meat\\_content\\_in\\_pork\\_carcasses\\_using\\_the\\_Hennessy\\_Grading\\_Probe\\_and\\_the\\_Fat-O-Meater\\_in\\_Argentina](https://www.researchgate.net/publication/51777099_Prediction_of_lean_meat_content_in_pork_carcasses_using_the_Hennessy_Grading_Probe_and_the_Fat-O-Meater_in_Argentina)
7. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0309174084900652>
8. <https://s100.copyright.com/AppDispatchServlet?publisherName=ELS&contentID=0309174084900652&orderBeanReset=true>
9. <https://www.leespring.com/learn-about-constant-force-springs>
10. [https://www.dynapar.com/knowledge/applications/position\\_encoders/](https://www.dynapar.com/knowledge/applications/position_encoders/)
11. <https://www.aimcoil.com/constant-force-springs/>
12. <http://encoder.com/blog/encoder-basics/que-es-un-encoder/>
13. <https://www.vulcanspring.com/blog/constant-force-spring-explanation-part-1/>
14. <http://ec.europa.eu/transparency/regexpert/index.cfm?do=groupDetail.groupDetailDoc&id=5280&no=2> (
15. [https://issuu.com/foodtechnologysa/docs/manual\\_fom\\_ii\\_-\\_carometec](https://issuu.com/foodtechnologysa/docs/manual_fom_ii_-_carometec)
16. <https://www.frontmatec.com/en/other/instruments/carcass-grading-traceability/fat-o-meater-ii>
17. [https://es.made-in-china.com/co\\_henanwuya/product\\_Spiral-Springs\\_eunrhrgsy.html](https://es.made-in-china.com/co_henanwuya/product_Spiral-Springs_eunrhrgsy.html)
18. <https://amarketresearchgazette.com/industrial-absolute-rotary-encoders-market-analysis-regions-and-type-from-2019-2025/>
19. <https://www.britannica.com/science/ultrasonics#ref527495>
20. <http://spanish.digitalultrasonicgenerator.com/sale-10631533-50w-40khz-piezoelectric-ultrasonic-transducer-pzt-4-for-ultrasonic-cleaner-parts.html>
21. [http://www.eplusv.de/vcs\\_vorn\\_12\\_E.htm](http://www.eplusv.de/vcs_vorn_12_E.htm)
22. <https://www.frontmatec.com/en/pork-solutions>
23. <http://classpro.de/es/escaner-image-optiscan-tp/>
24. <https://lenz-instruments.com/producto/gmscan/>
25. [https://www.google.com/search?rlz=1C1VFKB\\_enES770ES772&biw=1490&bih=738&tbm=isch&sa=1&ei=QDjZXP3VBoatUue3pcAO&q=CSB+IMAGE+MEATER&oq=CSB+IMAGE+MEATER&gs\\_l=img.3...9374.14549..15189...0.0..1.104.1311.16j1.....2....1..gws-wiz-img.....0..35i39j0i19j0i8i30i19.iCcuFWIdscM#imgsrc=n-K\\_dvof6BgzkM](https://www.google.com/search?rlz=1C1VFKB_enES770ES772&biw=1490&bih=738&tbm=isch&sa=1&ei=QDjZXP3VBoatUue3pcAO&q=CSB+IMAGE+MEATER&oq=CSB+IMAGE+MEATER&gs_l=img.3...9374.14549..15189...0.0..1.104.1311.16j1.....2....1..gws-wiz-img.....0..35i39j0i19j0i8i30i19.iCcuFWIdscM#imgsrc=n-K_dvof6BgzkM)

# Sistemes de sensors en la cura de persones amb discapacitat

Iñaki Garrido, Oriol Navarro, Martí Oller, Èric Sierra i Oriol Velasco  
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.  
Campus Nord, 08034 Barcelona.*

(Data: 31 de Maig de 2019)

En aquest article es presenten diferents exemples de com els sistemes de sensors poden ser molt útils per crear aparells que facilitin la cura i l'atenció de les persones amb discapacitat. Estre ells es troben sensors de moviment com el *Kinect* per millorar la comunicació de persones amb dificultats per comunicar-se, sensors de llum per millorar l'orientació i reconeixement de l'entorn de persones amb discapacitats visuals i l'ús de tecnologia assistiva per adaptar entorns digitals a persones amb discapacitats intel·lectuals.

**Paraules clau:** Sensors, persones amb discapacitat, Kinect, tecnologia assistiva.

## I. INTRODUCCIÓ

A data de 2018 es calcula que hi havia a Espanya uns 3,85 milions de persones amb algun tipus de discapacitat, de les quals més de 2,5 milions reben algun tipus d'ajuda tècnica o personal. A més, pel fet que la proporció de persones amb algun tipus de discapacitat augmenta amb l'edat, l'envelliment progressiu de la població espanyola està fent augmentant el nombre de persones amb discapacitats i, per tant, el nombre de persones que necessiten d'ajuda de terceres persones també. És per això que és essencial optimitzar i millorar l'atenció de persones amb discapacitat així com treballar per facilitar el dia a dia d'aquestes persones.

En aquest sentit, l'ús de sistemes de sensors motrius, visuals i de molts altres tipus poden ser de molta ajuda tant per facilitar el dia a dia d'aquestes persones com per millorar i optimitzar tant l'atenció sanitària com l'ajuda de terceres persones no especialitzades que vetllen per la correcta atenció i cura de les persones amb alguna discapacitat. Tot seguit veurem com els sistemes de sensors són molt útils i aplicables a qualsevol tipus de col·lectiu dins de les persones amb discapacitat, des de les discapacitats visuals fins a les intel·lectuals, passant per les físiques.

## II. ÚS DE SENSORS DE MOVIMENT EN LA CURA DE PERSONES AMB DISCAPACITAT

Un dels principals problemes que afronten dia a dia les persones que pateixen una malaltia o una discapacitat és la necessitat de controlar el seu estat de salut i de poder fer el que desitgen de forma autònoma. La qual-

itat de vida d'aquestes persones està millorant en gran mesura gràcies a la instal·lació d'equips de sensors a llars i hospitals, que detecten i interpreten els seus gestos i moviments i els permeten guanyar autonomia i millorar la seva atenció sanitària.

Per una banda, la instal·lació de sensors al seu entorn dona als pacients molta més seguretat, autonomia i intimitat, ja que no cal que hi hagi persones constantment pendents del pacient, sinó que només necessiten assistència presencial quan els pacients comuniquen a través dels sensors que requereixen personal mèdic o de cura.

A més a més, en el cas de persones amb discapacitat o d'avançada edat, poden tenir dificultats o problemes de mobilitat que els impedeixin comunicar el seu estat de salut a través del llenguatge oral o escrit i els sensors de moviment els poden ser de gran ajuda. Molts dels sensors biomèdics que es fan servir avui en dia per persones grans o amb alguna discapacitat estan adherits físicament al cos del pacient, fet que dificulta la seva mobilitat i la seva autonomia en el dia a dia. És per això que molta part de la recerca actual en aquest camp està dirigida a fer dispositius més còmodes per les persones que els fan servir.

En aquesta línia, Mohamed Hady *et al.* [1] investiguen la possibilitat d'incorporació del dispositiu *Kinect*, que inicialment estava pensat per a l'ús en videojocs, en el disseny d'espais adaptats per a persones amb discapacitats, les anomenades *smart homes*. L'objectiu del seu estudi és aconseguir usar el *Kinect* per a que detecti gestos i moviments dels pacients, passant-los posteriorment per un software que els interpreti amb l'objectiu de donar la resposta que necessiten. A més, el sistema *Kinect* no requereix que la persona de la qual es volen detectar moviments dugui cap aparell electrònic a sobre, de manera

que és molt còmode d'usar pels pacients.

Anteriorment, s'havien realitzat altres projectes en el disseny de sistemes *smart homes*. La principal diferència entre aquests estudis i el que incorpora el *Kinect* com a sensor és que aquest últim es pot controlar únicament amb els gestos detectats pel *Kinect* i no requereix de teclats ni altres tipus de controls remots per ser configurat ni per a que el pacient rebi la resposta que necessita. D'aquesta manera aconsegueix fer un pas endavant en l'autonomia de la persona amb mobilitat reduïda, un dels principals objectius d'aquest grup de recerca.

L'estudi fa servir el sensor *Kinect* com a eina que permet reconstruir una imatge tridimensional de l'espai on es troba. El sensor porta incorporats 4 dispositius: un micròfon (que no s'usa en aquest estudi), una càmera RGB, un sensor de profunditat i un emissor d'infraroigs [2]. L'emissor d'infraroigs projecta llum codificada amb patrons sobre tot l'espai, marcant així els objectes.

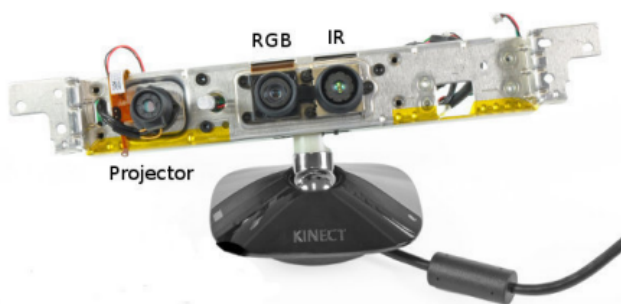


Figura 1: Estructura interna del sensor *Kinect*

Font: Castaldo [2]

El sensor de profunditat és un sensor CMOS estàndard i, per tant, està format per diversos fotodíodes (cada fotodíode correspondrà a un pixel de la imatge que obtindrem). Aquest sensor basa el seu funcionament en l'efecte fotoelèctric: quan el CMOS capta la llum infraroja que s'ha reflexat en els objectes de la sala, els fotodíodes produeixen un corrent elèctric que varia en funció de la intensitat de llum rebuda, i això permet saber la intensitat de cada punt, i per tant saber la profunditat a la que es troba cada objecte. L'absència de llum no és cap impediment per a aquest sistema, ja que utilitza infraroig emès pel propi aparell, per la qual cosa també permet detectar moviments a la nit.

El sensor Kinect obté doncs un flux de dades de profunditat, i també un flux de dades d'imatge obtingudes per la càmera RGB. Assignant a cada punt la seva profunditat, podem reconstruir la imatge tridimensional.

Un cop el sensor ha recollit les dades, és una qüestió de programació processar-les per tal de ser capaços de reconèixer els gestos que fa el pacient. En primer lloc, cal identificar a la imatge tridimensional les juntes del cos: colzes, cap, genolls, etc. Les posicions d'aquests elements són el que permetrà identificar una postura concreta. Aquest reconeixement és capaç de fer-lo directament el programari que duu el sensor Kinect, reconeixent una sèrie de postures senzilles, com la mostrada a la següent figura.



Figura 2: Imatge obtinguda per Kinect i identificació d'una postura

Font: Mohamed Hadj *et al.* [1]

Per altra banda, un gest dut a terme per un pacient estarà format per una seqüència de postures determinades. Com que cada postura es defineix en funció d'uns punts, cal comparar amb seqüències de punts emmagatzemades prèviament que defineixin el gest. Els autors de l'estudi utilitzen per a fer aquestes comparacions l'algoritme "\$1" [3], que es basa en tècniques d'intel·ligència artificial. En particular, és un algoritme que busca el gest més pròxim en distància euclidiana als punts donats. Té l'avantatge que, a diferència d'altres algoritmes que podrien ser més potents, no li cal un temps d'adaptació, cosa que el fa millor per al propòsit de l'estudi, ja que funciona sense que el pacient hagi de passar per un període de configuració.

Aquest algoritme permet detectar moviments d'un sol traç. A partir d'aquí, a aquests moviments se'ls pot assignar una determinada funció, com pot ser "Encendre els llums" o "Telefonar al metge", funcions petites però que poden permetre al pacient millorar molt la seva vida quotidiana.

### III. ÚS DE SENSORS EN LA MILLORA DE QUALITAT DE VIDA DE PERSONES AMB DISCAPACITATS VISUALS

Gairebé 300 milions de persones al món (el que representa aproximadament un 4% de la població) pateixen alguna discapacitat visual parcial o total. Capacitats bàsiques com la de situar-se en un entorn i ser conscient dels obstacles i perills presents esdevenen bastant complicades per a les persones que pateixen aquestes discapacitats.

La qualitat de vida d'aquestes persones ha anat millorant al llarg dels últims anys gràcies al refinament de les tecnologies adaptatives, que duen a terme funcions de les quals se n'hauria d'encarregar la vista en situacions quotidianes. Molts estudis sobre aquestes tecnologies s'han dut a terme, demostrant novament com l'enginyeria i el seu ús adequat poden resultar indispensables per la vida quotidiana [4, 5].

En l'article de Márquez Olivera *et al.* [4] es proposa un sistema de reconeixement facial mitjançant tecnologia basada en intel·ligència artificial. Aquest sistema, a part de permetre reconèixer la cara de les persones amb les que l'individu amb discapacitat visual es pot trobar en el seu dia a dia, també permet reconèixer expressions relacionades amb estats d'ànim o emocions. Així, el sistema podria diferenciar si la persona que està analitzant es troba sorpresa, trista, enfadada, riallera...

El procés de reconeixement facial consta de tres parts principals, com es mostra a la Figura 3. En primer lloc, s'ha de detectar la cara de la persona en l'entorn que el sensor estigui analitzant, i un cop detectada s'ha de separar de la resta de la imatge per a ser analitzada. En el segon pas, s'extreuen els vectors de correlació que caracteritzen la cara que s'està analitzant. Finalment, a partir d'aquests vectors i una base de dades que emmagatzema determinades cares i expressions facials, es duu a terme un procés de classificació de la cara mitjançant un model híbrid entre les memòries associatives Alfa-Beta amb la matriu de correlació i els veïns K-propers (AMa $\beta$ -CMKNN).

En els resultats experimentats obtinguts arrel d'aquest sistema, es comprova que en un 95.05% dels casos s'obté un resultat satisfactori sota condicions d'il·luminació invariables. En canvi, quan les mesures es realitzen en entorns exteriors amb més il·luminació l'error augmenta i les mesures vàlides constitueixen el 86.48%, un valor igualment molt elevat. Un altre problema destacable del sistema, a part de l'adaptació a la il·luminació de

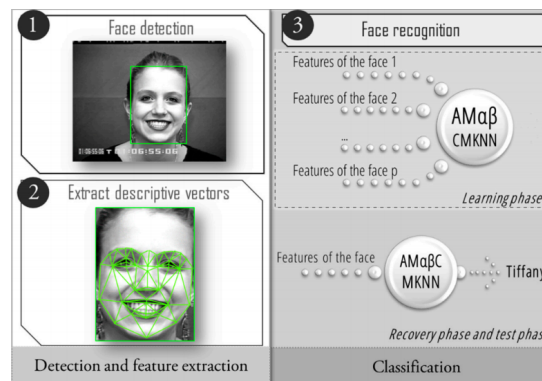


Figura 3: Fases del procés de reconeixement facial  
Font: Márquez Olivera *et al.* [4]

l'entorn, és que pot tenir dificultats en reconèixer cares amb expressions facials massa marcades i/o distorsionades.

Un altre ús de la tecnologia de sensors per millorar l'estil de vida de persones amb discapacitat visual seria el que proposa l'article de Lin *et al.* [5]. En aquest article es proposa el Visual Localizer, que és un sistema que s'aprofita de la tecnologia deep learning i les xarxes de convolució profundes (ConvNet), a més d'un sistema d'optimització global, per tal d'obtenir una localització visual robusta de l'entorn i aplicar-ho a així al context de navegació assistida, que és necessària per les persones amb discapacitat visual.

### IV. ÚS DE TECNOLOGIA ASSISTIVA EN EL DISSENY ADAPTAT DE PÀGINES WEB

A més de les barreres físiques, les persones amb una discapacitat també poden trobar-se amb barreres d'accessibilitat a l'hora d'accedir a pàgines web mal dissenyades. És per això que és fonamental seguir certes directrius per evitar l'exclusió de certs sectors de la societat a Internet [6]. S'han fet estudis en aquesta direcció per tal d'analitzar quins són els millors passos a seguir per a garantir una accessibilitat igualitària a la web. [7, 8].

L'estudi dut a terme per Virgós *et al.* [7] se centra en les necessitats de la gent amb síndrome de Down en quant al disseny de les webs. En l'experiment s'avalua l'influència de certs factors com, per exemple, l'ús eficient d'àudio i subtítols en vídeos o l'ús de sintaxi complicada. Una part de l'avaluació es duu a terme quantitativament, amb la mesura del temps emprat pels participants per a assolir certes tasques.

Tanmateix, també es fa un estudi qualitatiu a partir de sensors de seguiment de la visió. A través d'aquesta tecnologia és possible detectar els focus d'atenció dels participants i notar diferències en diferents dissenys de webs. Virgós *et al.* [7] fa ús del seguiment de vista per detectar quan hi ha un menor moviment d'ulls (i per tant, un menor esforç) en funció de les textures de la pàgina web. La conclusió de l'estudi és que els fons monocromàtics produeixen millors resultats. També s'usa aquesta tecnologia per determinar l'adequació de certs contrastos de colors: els sensors poden generar un mapa de calor que determini quins contrastos generen més distraccions innecessàries.

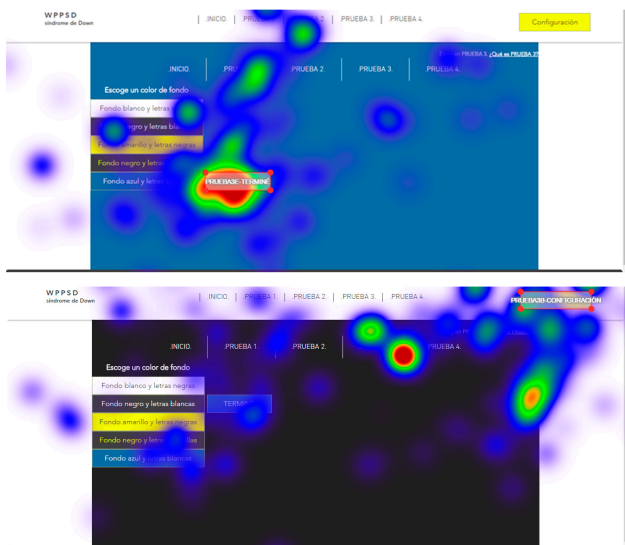


Figura 4: Mapa de calor en diferents dissenys web.  
Font: Virgós *et al.* [7]

L'experiment desenvolupat per Kous *et al.* [8] segueix

una idea similar i estudia el nivell de satisfacció de persones amb dislèxia amb diferents tipografies, mides i colors. A l'estudi s'ofereix la possibilitat d'adaptar les pàgines als propis participants i s'avaluen diferents mètriques de satisfacció i adequació. La usabilitat de les pàgines web es mesurava amb el sistema Morae, un software que permet l'enregistrament visual i d'àudio dels participants, així com la monitorització dels resultats en temps real a través de la xarxa amb LAN, WAN o VPN [9].

## V. CONCLUSIONS

És ben conegut que els sistemes de sensors i els sistemes tecnològics basats en ells són un pilar fonamental de les ciències experimentals i, en general, del món a la investigació. Però les avantatges que ens donen les sensors van més enllà del món científic. Es poden aplicar a tot tipus de situacions de la vida quotidiana per millorar el dia a dia de tots nosaltres. En concret són molt útils en la cura i en l'adaptació de les necessitats de les persones amb algun tipus de discapacitat.

Són molts els exemples d'aplicació de sistemes de sensor en la cura i tractament de persones amb discapacitat, però tot i així, hi ha molt més per fer en aquest àmbit i de ben segur que molts dels sensors que existeixen actualment poden tenir aplicacions molt útils en la cura i atenció de persones amb algun tipus de discapacitat.

- [1] B. A. Mohamed Hadj, T. Val, L. Andrieux, and A. Kachouri, Assisting people with disabilities through kinect sensors into a smart house, ICCMA (2013).
- [2] F. Castaldo, Microsoft kinect: features and implementation, Últim accés: 31-05-2019.
- [3] J. O. Wobbrock, A. D. Wilson, and Y. Li, Unistroke recognizer, Últim accés: 31-05-2019.
- [4] M. Márquez Olivera *et al.*, System for face recognition under different facial expressions using a new associative hybrid model  $\alpha\beta$ -knn for people with visual impairment or prosopagnosia, *Sensors* **19**, 10.3390/s19030578 (2019).
- [5] S. Lin, R. Cheng, K. Wang, and K. Yang, Visual localizer: Outdoor localization based on convnet descriptor and global optimization for visually impaired pedestrians, *Sensors* **18**, 10.3390/s18082476 (2018).
- [6] S. L. Henry, Introduction to web accessibility, W3C, Education and Outreach Working Group.
- [7] L. A. Virgós *et al.*, Web page design recommendations for people with down syndrome based on users' experiences, *Sensors* **18**, 10.3390/s18114047 (2018).
- [8] K. Kous, G. Polančič, *et al.*, Empirical insights of individual website adjustments for people with dyslexia, *Sensors* **19**, 10.3390/s19102235 (2019).
- [9] TechSmith, Morae components and features.



# Utilización de un activímetro para medidas de radiación. Medidas de estabilidad, exactitud y precisión.

Autores: Axel Sanz, Paula Ruiz, Martí Llobet, Javier Montoliu y Àlex Chicano  
Grado en Ingeniería Física (curso 2018-2019)  
Universitat Politècnica de Catalunya

**Abstract**—Un activímetro es un dispositivo utilizado para la medición de la actividad de radionucleidos en solución —también llamados radiosondas—. Este es un elemento esencial y de uso cotidiano en el ámbito de la Medicina Nuclear puesto que, por motivos de salud del paciente y seguridad de los/as técnicos/as, es necesario conocer dicha actividad radiactiva antes de ser inyectada a un/a paciente para el diagnóstico.

En este trabajo, se aborda el funcionamiento del activímetro del departamento de medicina nuclear en la clínica Dexeus, en Barcelona, también su utilización para medidas de radiación y se toman medidas de estabilidad, exactitud y precisión. En el Anexo adjunto se incluye la Legislación referente a diversos ámbitos operativos de las instalaciones radiactivas.

**Index Terms**—activímetro; medicina nuclear; radionucleido; radiación.

## I. ACTIVIDAD RADIATIVA

La actividad  $A$ , de una cantidad de radionucleido en un estado particular de energía y en un instante determinado es el cociente entre  $dN$  y  $dt$ , donde  $dN$  es el valor esperado del número de transformaciones nucleares espontáneas que parten de ese estado de energía en el intervalo de tiempo  $dt$ .

Por lo tanto,

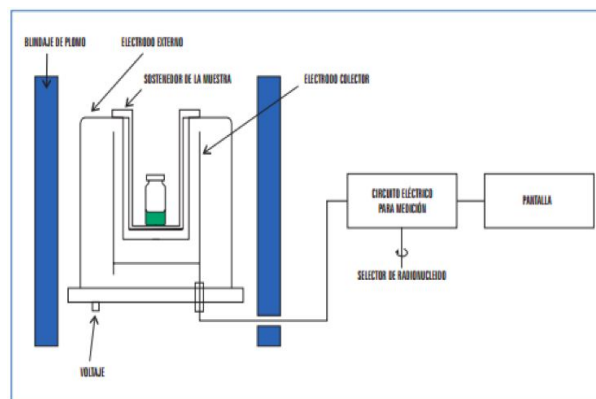
$$A = \frac{dN}{dt}$$

Sus unidades son las siguientes:

–Becquerel (SI):  $1 \text{ Bq} \equiv 1 \text{ s}^{-1}$  (i.e. 1 transformación nuclear/s).

–Curie (obsoleto):  $1 \text{ Ci} \equiv$  actividad de 1 g de Ra;  
 $1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$  (exactamente).

## II. DISEÑO Y FUNCIONAMIENTO



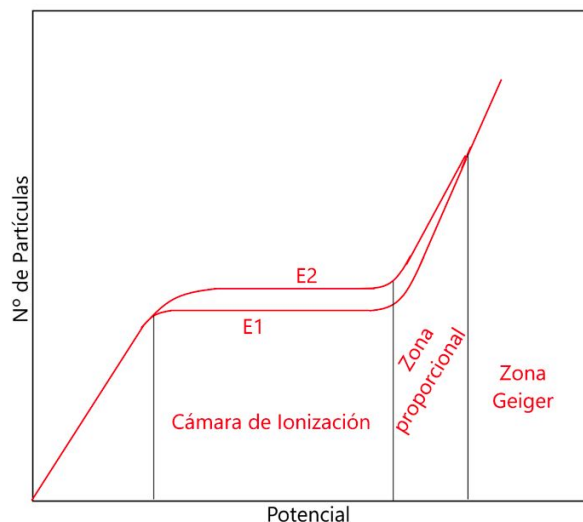
**Figura 1.** Esquema de los componentes del activímetro  
fuente: <http://mdnuclear.blogspot.com/2016/04/introduccion-la-medicina-nuclear-es.html?m=1>

Su diseño se basa en:

- Una cámara de ionización cilíndrica: consiste en una cámara hermética con un gas noble a alta presión —generalmente entre 1 y 2 MPa— para mejorar la eficiencia en la detección. Cuando las partículas irradiadas por la fuente atraviesan este medio son capaces de ionizarlo y arrancar electrones.
- Paredes polarizadas: Atraen y aceleran los electrones arrancados a la vez que les proporcionan energía cinética, están conectadas a un cierto potencial. Los electrones que llegan al ánodo generan una corriente eléctrica.
- Blindaje de plomo: toda la cámara de ionización se encuentra protegida con plomo para evitar fugas radiactivas.

## III. MEDIDA DE LA ACTIVIDAD

La radiosonda se coloca en el interior de ésta y la radiación emitida por el nucleido con suficiente energía como para atravesar la pared interior produce una corriente en la cámara. Dicha intensidad se mide y se traduce a actividad mediante un circuito eléctrico para hacer el cambio de unidades de Amperios a Becquerelios o Curios.



**Figura 2.** Partículas detectadas en la cámara frente a potencial aplicado.

En este gráfico está representado el número de partículas que llegan al ánodo en función del potencial al que esté conectado.

A potencial cero, ningún electrón llega a las paredes de la cámara debido a que al no ser acelerados son reabsorbidos por el medio, este fenómeno se conoce como reabsorción de los electrones.

En las zonas primera y tercera encontramos una relación lineal entre los electrones detectados y el potencial aplicado, esto se debe a que cuanto más alto es este, más energía cinética ganan los electrones y por tanto más probabilidad tienen de llegar hasta las paredes, el ánodo, antes de ser reabsorbidos por el medio. La zona de interés en este caso sería la tercera—también llamada proporcional—, que es la que utilizan los contadores proporcionales para medir la radiación en el ambiente. En esta zona los electrones tienen tal energía que son capaces de ionizar por sí solos el medio, generándose un efecto cascada que incrementa la cantidad de detecciones.

En la segunda zona las rectas son horizontales, es decir, no hay dependencia con el potencial. En este tramo el potencial es el suficiente para que todos los electrones arrancados del medio lleguen a las paredes de la cámara, la relación entre los electrones generados y los detectados es de 1:1. También en esta zona es posible hacer distinción entre diferentes fuentes radiactivas ya que cada una tiene una actividad propia y genera una cantidad diferente de electrones a diferentes energías., hecho que nos interesa especialmente para la aplicación requerida en la cámara de ionización.

#### IV. VERIFICACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DE UN ACTIVÍMETRO

Dado que la corriente producida es función de la actividad, es necesario conocer la “actividad de fondo” para medir la diferencia en actividad con respecto a ésta. Es necesario conocer la naturaleza del emisor para poder efectuar la medida y en consecuencia también calibrar el activímetro para cada radionucleido.

#### V. ESTABILIDAD. CALIBRACIÓN CON Cs-137

La finalidad de esta actividad es comprobar la estabilidad de las medidas a partir de una fuente calibrada. Para la realización se dispone de una muestra patrón de Cesio-137 cuya actividad el día 7 de enero del 2008 ha sido fijada en 9.3 MBq. Sabiendo que el periodo de semidesintegración del Cesio-137 es de  $t_{1/2} = 30.23$  años (953333280 s), se puede calcular el valor exacto de la actividad de la muestra utilizada el día de la práctica (17 de mayo de 2019) mediante la ecuación:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} t} = 7.1667 \text{ MBq}$$

Antes de medir experimentalmente la actividad de la muestra, se realizan varias medidas de la radiación presente con el activímetro vacío, para así poder obtener un valor del fondo radiactivo con el que trabajar.

Las numerosas medidas realizadas proporcionan los siguientes datos de fondo (en MBq):

0.010	0.009	0.008	0.009	0.010	0.008	0.009
0.009	0.008	0.005	0.006	0.003	0.008	0.007

Si se promedian estos valores y se analiza su variabilidad, se concluye que el promedio y la desviación estándar son, respectivamente:

$$\overline{\text{Fondo}} = 0.0076 \text{ MBq} \quad \sigma = 0.0021 \text{ MBq}$$

Posteriormente se introduce la muestra de Cesio en el interior del activímetro y se realizan varias lecturas de la actividad de la fuente. Entre lectura y lectura se alteran las condiciones de medida extrayendo la fuente suficiente tiempo hasta que la lectura sea equivalente al fondo y reintroduciendo la muestra. Para cada lectura se anota tres veces el resultado, pues éste oscila ligeramente, y se promedian los resultados. Las 4 lecturas realizadas se incluyen en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Lecturas de la medida de actividad



radioactiva de una muestra de Cs-137 mediante el Activímetro.

Lectura	Lectura promediada (con fondo) [MBq]	Lectura promediada (sin fondo) [MBq]
1	7,3500	7,3424
2	7,3667	7,3591
3	7,3567	7,3491
4	7,3633	7,3557
Promedio	7,3592	7,3516

Se obtiene, por tanto, el valor medio:

$$A_{media} = 7,3516 \text{ MBq}.$$

Como valor representativo de la exactitud del equipo se toma la desviación relativa de la medida del equipo respecto al valor calibrado de la fuente de referencia definido como:

$$\varepsilon_r = \left( \frac{A - A_c}{A_c} \right) \cdot 100 = \frac{7,3516 \text{ MBq} - 7,1667 \text{ MBq}}{7,1667 \text{ MBq}} \cdot 100 = 2,58 \%$$

Se cumple que la exactitud  $|\varepsilon_r| < 10 \%$  se encuentra dentro de los márgenes permitidos, por lo que se considera que el aparato posee una exactitud adecuada.

## VI. PRECISIÓN. MEDIDA DE PRECISIÓN CON Cs-137

A continuación se procede a medir otra característica crítica del instrumento, su precisión. La precisión se encuentra directamente relacionada con la variabilidad de las medidas obtenidas. Como valor representativo de la precisión se toma el coeficiente de variación:

$$CV = \frac{s(A_i)}{A} \cdot 100$$

Se hará uso de las mismas medidas obtenidas en la experiencia anterior (de exactitud) y con ellas se determina que la variabilidad en la 4 lecturas de la actividad es de:

$$s(A_i) = 0,0158 \text{ MBq}$$

Se tiene, por tanto, el siguiente coeficiente de variación:

$$CV = \frac{0,0158 \text{ MBq}}{7,3516 \text{ MBq}} \cdot 100 = 0,21 \%$$

el cual se encuentra dentro de los márgenes de tolerancia permitidos  $|CV| < 3 \%$ . Se concluye que la precisión del activímetro es adecuada.

## VII. MEDIDAS DE FLÚOR-18 Y TECNECIO-99 REALIZADAS CON EL ACTIVÍMETRO

Como uso práctico del activímetro, se propone la medida de la actividad de dos fuentes distintas, la primera de flúor-18 y la segunda de tecnecio-99 metaestable, el cual proviene de los restos no inyectados a un paciente pocas horas antes de realizar la práctica. Para el canal de flúor se obtiene una lectura (ya sin fondo) de  $15.1714 \text{ MBq}$ .

De manera análoga, se procede a medir el canal de Tc-99m, para el cual se obtiene la lectura (sin fondo) de  $284.76 \text{ MBq}$ . Considerando que la fuente proporcionada ha sido entregada a la 8:30 horas de la mañana siendo declarada con una actividad de  $901 \text{ MBq}$  y la medición ha sido realizada a las 19:04 horas de ese mismo día, se puede calcular el valor teórico de dicha actividad y medir el error cometido:

$$A_{teórica} = 266.35 \text{ MBq} \Rightarrow \varepsilon_r = 6.91\%$$

Para los cálculos se ha usado el período de semidesintegración del Tc-99m, el cual es de 360.6 min, y el tiempo transcurrido, que es 634 min.

## VIII. CUESTIONES PROPUESTAS

**1. Siendo tasa dosis absorbida inicial  $D_0 = 200 \mu\text{Sv/h}$ . ¿Cuánto tiempo de exposición es necesario para obtener una dosis absorbida de  $20 \text{ mSv/año}$ ?**

$$\text{Nota: } \Delta D(t) = \int_0^t D_0 \exp\left(-\frac{\ln(2)}{T_{1/2}} u\right) du$$

Calculando la expresión proporcionada en el enunciado se llega a:

$$\Delta D_{\Delta t}(t) \equiv D(t) - D(0) = \int_0^t D_0 e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} u} du = \frac{D_0 T_{1/2}}{\ln 2} \left(1 - e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t}\right)$$

Y despejando t:

$$t = -\frac{T_{1/2}}{\ln 2} \ln \left(1 - \frac{D_{\Delta t}(t)}{D_0} \frac{\ln 2}{T_{1/2}}\right)$$

Considerando el periodo de semidesintegración del Tc-99m de 6,007 horas y sabiendo que  $20 \text{ mSv/año}$  equivalen a  $20.000 \mu\text{Sv/año}$ , es decir,  $\Delta D(t) = 20.000 \mu\text{Sv}$ , el argumento del logaritmo resulta negativo, lo que indica que una dosis absorbida inicial  $D_0 = 200 \mu\text{Sv/h}$  no es suficiente para llegar a los  $20 \text{ mSv}$ , ni siquiera en un tiempo infinito.

Podemos calcular cuál sería la dosis absorbida inicial mínima para llegar a  $\Delta D(t) = 20$  mSv fijando  $t = 1$  año. Obtenemos que  $D_0 = 2308 \mu\text{Sv/h} = 2,308$  mSv/h.

**2.¿Qué actividad se le ha inyectado al paciente si a las 18:56 detectamos una actividad de 409  $\mu\text{Ci}$ ? Dato: hora en que se le ha inyectado al paciente y periodo de semidesintegración del Tc-99m.**

$$T_{1/2}(\text{Tc} - 99\text{m}) = 6,007 \text{ h}$$

El número de núcleos desintegrados, la dosis absorbida y la actividad de cierto material radiactivo se pueden modelar con la misma ecuación diferencial. De esta forma podremos utilizar las mismas expresiones que las utilizadas en el problema 1 pero cambiando la dosis absorbida D por la actividad radiactiva A.

**3.Encontrar actividad del Tc-99m inyectada al paciente a las 8:30 y compararla con la indicada por el fabricante si a las 19:04 se ha medido una actividad de 7,72 mCi. Dato: actividad de calibración a las 8:30 es 24,35 mCi y periodo de semidesintegración del Tc-99m.**

Tiempo transcurrido entre la calibración de la empresa proveedora del radiofármaco y la medida en el hospital:  $\Delta t = 10,567$  h.

Actividad final medida:  $A(\Delta t) = 7,72$  mCi

Utilizando la misma expresión para la actividad radiactiva que en el problema anterior y despejando la actividad inicial para el intervalo de tiempo considerado:

$$A_0 = A(\Delta t) e^{\frac{\ln 2}{T_{1/2}(\text{Tc} - 99\text{m})} \Delta t}$$

Y sustituyendo por los valores correspondientes obtenemos que la actividad inicial a las 8:30 de la mañana tendría que ser de 26,13 mCi o equivalentemente de 966,85 MBq. Esto equivale a una desviación relativa respecto el valor indicado en el embalaje original del 7,31 %, que se encuentra dentro de la tolerancia del 10%.

## IX. CONCLUSIONES

En este breve artículo se propone una visión general sobre el uso de activímetros y su uso en las instalaciones radiactivas utilizadas en Medicina Nuclear. Los activímetros son instrumentos clave en las medidas de control de los niveles de radiación. Estas medidas son críticas para asegurar que los niveles de radiación a los que se exponen tanto pacientes como trabajadores son los adecuados, minimizando así las afectaciones en el organismo humano. Las diferentes medidas que se presentan en el artículo forman parte de los controles habituales que se realizan en este tipo de instalaciones, de forma que se obtiene una idea práctica de la utilidad de este tipo de instrumentación científica.

## X. BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. Brosed, Medida de la radiación. Aula Documental de Investigación, 2011. Página 335.
- [2] A. Brosed, Medida de la radiación. Aula Documental de Investigación, 2011. Página 134.
- [3] Real Decreto 1836/1999, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas. Ministerio de Industria y Energía. Boletín Oficial del Estado (BOE), núm. 313, 31 de diciembre de 1999.

## XI. ANNEXOS

### ○ *LEGISLACIÓN EN INSTALACIONES RADIATIVAS*

Según la legislación española, se define como instalación radiactiva:

- *Las instalaciones de cualquier clase que contengan una fuente de radiación ionizante.*
- *Los aparatos productores de radiaciones ionizantes que funcionen a una diferencia de potencial superior a 5 kilovoltios.*
- *Los locales, laboratorios, fábricas e instalaciones donde se produzcan, utilicen, posean, traten, manipulen o almacenen materiales radiactivos, excepto el almacenamiento incidental durante su transporte.*

### ○ *ESTRUCTURA POR ZONAS Y SU REGULACIÓN*

Las instalaciones radiactivas puede clasificarse en tres subgrupos en función del riesgo radiológico de los materiales radioactivos usados o almacenados, así como del equipo que utilizan. Las instalaciones de mayor riesgo son de primera categoría, las de riesgo intermedio de segunda categoría, y por último, las de riesgo bajo, de tercera categoría.

Además, las zonas de trabajo son evaluadas en función de las dosis anuales previstas, el riesgo de dispersión de la contaminación y la probabilidad y magnitud de exposiciones potenciales. Teniendo en cuenta este criterio, se clasifican de la siguiente forma.

**Zona vigilada.** Aquella en la que existe probabilidad de recibir dosis superiores a los límites de dosis para los miembros del público, siendo muy improbable recibir dosis efectivas superiores a 6 mSv o dosis equivalentes superiores a los 3/10 de los límites de dosis equivalentes para el cristalino, piel y extremidades.

**Zona controlada.** Aquella en la que existe probabilidad de recibir dosis efectivas superiores a 6 mSv o dosis equivalentes superiores a los 3/10 de los límites de dosis equivalente para el cristalino, piel y extremidades.

Dentro de este grupo, existen algunas, que por sus características y riesgo radiológico, requieren una clasificación más restrictiva:

**Zona de permanencia limitada.** Aquella en que existe un riesgo de recibir una dosis superior a los límites de dosis si se permanece en ella durante toda la jornada laboral

completa (50 semanas / año, 5 días / semana y 8 horas / día).

### **Zona de permanencia reglamentada.**

Aquella en que existe riesgo de recibir dosis superiores a cualquiera de los límites de dosis en cortos períodos de tiempo y que requiere prescripciones especiales desde el punto de vista de la optimización.

**Zona de acceso prohibido.** Aquella en que existe riesgo de recibir, en una exposición única, dosis superiores a los límites de dosis.

### ○ *REGLAMENTO DE OPERARIOS EN INSTALACIONES RADIATIVAS*

#### **Artículo 64.** *Personal de operación.*

1. En toda instalación nuclear o radiactiva sometida al proceso de autorización descrito en los títulos anteriores deberá estar de servicio, como mínimo, el personal con licencia que se establezca en la correspondiente autorización.

2. En el caso concreto de las centrales nucleares se establecerá un equipo permanente, compuesto, como mínimo, de un supervisor y un operador, desde el instante que se comience la carga del combustible nuclear, independientemente de cual sea el estado de funcionamiento de la instalación.

#### **Artículo 65.** *Supervisores y operadores.*

1. El supervisor está obligado a dirigir la operación cumpliendo las especificaciones técnicas de funcionamiento, el reglamento de funcionamiento, el plan de emergencia interior y cualquier otro documento al amparo del cual se haya concedido la correspondiente autorización de la instalación, en lo relativo a la operación de la misma. Asimismo, deberá seguir fielmente los procedimientos de operación, de los que una copia, puesta al día, deberá estar permanentemente en lugar prefijado. Cuando no exista un procedimiento para realizar una determinada operación de carácter imprevisto y que no admite demora, el supervisor procederá a redactarlo antes de su ejecución y lo incluirá en el diario de operación. En caso de urgencia adoptará las medidas que estime oportunas, dejando constancia de ellas en dicho diario.

2. El operador está obligado a operar los dispositivos de control y protección, bajo la dirección del supervisor, siguiendo fielmente los procedimientos de operación, las especificaciones técnicas de funcionamiento, el

reglamento de funcionamiento y cualquier otro documento oficial de la instalación, en lo relativo a la operación de la misma.

al titular de la instalación, manteniendo el correspondiente registro a disposición de la inspección.

**Artículo 66. Obligaciones y facultades.**

1. El supervisor de una instalación nuclear o radiactiva tiene la obligación de detener en cualquier momento su funcionamiento si considera que se han reducido las debidas condiciones de seguridad de la instalación.

2. El operador de una instalación nuclear o radiactiva está autorizado a proceder del mismo modo si, además de darse las circunstancias indicadas anteriormente, le es imposible informar al supervisor con la prontitud requerida.

3. Los supervisores y operadores están obligados a poner en conocimiento del titular de la instalación los defectos que a su juicio existan en los documentos oficiales de la autorización o en los procedimientos de operación o cualquier otro que pueda afectar a la seguridad nuclear o a la protección radiológica, a través del procedimiento previsto en el artículo 8 bis.

4. El personal con licencia deberá conocer y autorizar los trabajos que se realicen en la instalación, siempre que afecten directamente a la operación de la misma.

**Artículo 67. Información a los trabajadores.**

Toda persona que trabaje en una instalación nuclear o radiactiva deberá conocer y cumplir las normas de protección contra las radiaciones ionizantes y su actuación en caso de emergencia. Adicionalmente, todo el personal que realice tareas relacionadas con la seguridad nuclear o la protección radiológica, deberá disponer de la formación necesaria para desempeñar adecuadamente sus funciones. A tal fin, el titular de la instalación debe definir claramente los conocimientos y especialización necesarios y establecer los programas de formación que se precisen, que estarán a disposición de la inspección del Consejo de Seguridad Nuclear.

**Artículo 68. Jefe de Servicio de Protección Radiológica.**

El Jefe del Servicio de Protección Radiológica es el responsable de velar por el cumplimiento de las normas oficialmente aprobadas en relación con la protección radiológica, informando al supervisor de servicio de lo procedente en cada momento en cuanto a su aplicación. En el caso de que aquellas normas no fuesen observadas, vendrá obligado a comunicarlo por escrito

# Instrumentació en medicina nuclear

## Obtenció d'imatges mitjançant una gammacàmera tomogràfica\*

Guillem Àlvarez Pérez, David Aquilué Llorens, Josep Borrell Tatché, Lavínia Beatrice Hriscu, Anna Sallés Rius  
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya*  
*Campus Nord, 08034 Barcelona*  
(Maig 2019)

Un dels objectius de la medicina nuclear és l'adquisició d'imatges. Un dels aparells emprats en aquest camp és la gammacàmera tomogràfica, que proporciona informació de caràcter funcional del pacient. Aquestes dades són d'especial interès en l'anàlisi dels tumors, entre d'altres patologies. En aquest treball es detalla el funcionament de la gammacàmera i es presenta un dels tests als quals se sotmet l'instrument: la verificació de la resolució temporal.

### I. INTRODUCCIÓ

La física mèdica és una branca de la física que es dedica fonamentalment a aplicar els coneixements d'aquesta ciència a la medicina. Normalment s'associa a l'obtenció d'imatges pel diagnòstic i tractament de malalties, així com a la radioteràpia; però el seu abast pot arribar a altres camps de la medicina. A Espanya les persones que duen a terme aquest ofici es coneixen amb el nom de radiofísics i són regulats com a especialitat mèdica amb el nom de Radiofísica Hospitalària.

El seu origen s'atribueix a Leonardo Da Vinci, perquè va realitzar uns treballs sobre el moviment del cor i el sistema cardiovascular. En els segles successius, nous avenços científics van conduir a la creació d'invents per mesurar diferents magnituds fisiològiques. Alguns exemples són l'electrocardiograma o els raigs X.

Aquest treball es basa en l'ús d'aparells i tècniques corresponents a l'àrea de diagnòstic per la imatge, que és una branca de la física mèdica. Entre els mètodes més utilitzats avui en dia en aquest àmbit destaquen els raigs X, les ecografies, les ressonàncies magnètiques, la tomografia d'impedància elèctrica i la medicina nuclear. És en aquest darrer camp, la medicina nuclear, que pertany la tomografia computaritzada d'emissió monofotònica (SPECT).

### II. TOMOGRAFIA COMPUTARITZADA D'EMISSIÓ MONOFOTÒNICA

Aquesta tècnica d'obtenció d'imatges pel diagnòstic mèdic es basa en la radiació nuclear ionitzant, i per això s'utilitzen isòtops inestables, com el Tecneci 99 metaestable ( $^{99m}\text{Tc}$ ), que és l'isòtop que es va utilitzar en aquesta pràctica. Aquests isòtops, que en decaure emeten radiació gamma, són introduïts —amb una injecció intravenosa— al cos del pacient conjuntament amb un fàrmac encarregat de traçar la substància fisiològica d'interès.

El fàrmac administrat es concentra en els llocs del cos del pacient on l'activitat d'interès es duu a terme de manera més intensa. Per això és important la tria correcta del traçador emprat, perquè permet monitoritzar el fenomen fisiològic d'interès de manera més precisa. Un cop el cos ha absorbit la injecció, els isòtops radioactius emeten radiació gamma, que es mesura amb la gammacàmera del tomògraf utilitzat.

Les imatges obtingudes amb aquesta tècnica mostren principalment el flux de la sang per venes i artèries. En molts casos s'utilitza la SPECT per estudiar malalties del cervell, degut a l'elevat flux sanguini per la zona. Tot i això, també es fa servir aquesta tècnica per monitoritzar tumors de manera periòdica i amb un cost inferior al d'un PET-TAC (tomografia per emissió de positrons i tomografia axial computaritzada), que té una resolució més gran però un cost considerablement més elevat.

### III. LEGISLACIÓ I SEGURETAT

L'Organisme Internacional d'Energia Atòmica classifica les instal·lacions amb fonts radioactives en categories de l'1 al 5, per ordre decreixent en funció de la perillositat de l'espai. Les tres primeres (1,2,3) s'engloben dins el conjunt de fonts radioactives segellades d'alta activitat. Les instal·lacions de l'Hospital Universitari Dexeus pertanyen a la segona categoria, en la qual s'hi agrupen:

- Espais on la manipulació o l'emmagatzematge de nucleïds radioactius té una finalitat científica, mèdica, agrícola, comercial o industrial.
- Espais on s'utilitzin aparells de raigs X que puguin funcionar amb una tensió de pic superior a 200KV.
- Acceleradors de partícules i instal·lacions on s'emmagatzemin fonts de neutrons.

Donat el risc existent en aquests espais, el Ministeri d'Interior juntament amb el Consell de Seguretat Nuclear estableixen en el Reial Decret 1836/1999 (darrera modificació 1086/2015) unes pautes per a l'adquisició de l'autorització de funcionament. Alguns dels requisits són:

---

\* Mesura de la resolució temporal d'una gammacàmera

- Memòria descriptiva de les instal·lacions. Justificació en la selecció dels materials radioactius i un protocol per la seva gestió.
- Estudi de seguretat i riscos de l'espai.
- Verificació i proves de la instal·lació.
- Reglament de funcionament per garantir mètodes de treball i manipulació segurs.
- Pla d'emergència.
- Pla de protecció física.

#### IV. ACTIVITAT I DOSI

En un procés radioactiu, l'activitat es defineix com el nombre de nuclis atòmics d'una substància radioactiva que es desintegren per segon. La unitat SI de l'activitat nuclear és el becquerel [Bq], que correspon a una desintegració per segon:  $1\text{Bq} = 1\text{s}^{-1}$ , però la unitat convencional més utilitzada és el curie [Ci]. Aquestes dues magnituds difereixen en un factor:

$$1\text{Bq} = 27 \times 10^{-12}\text{Ci}$$

Normalment l'activitat és de l'ordre dels mCi. No obstant, a l'hora de descriure els efectes causats per la radiació, no és gaire efectiu parlar d'activitat. Per exemple, 1 mCi de  $^{18}\text{F}$  i 1 mCi de tecneci (Tc) no produeixen el mateix efecte en el nostre cos. Per això és preferible mesurar la radiació en funció dels efectes que produeix sobre cada material en el qual incideix. Aquí és on apareix el concepte de dosi. Distingim diferents tipus de dosi:

- Dosi absorbida: es defineix com la quantitat d'energia que una unitat de massa irradiada absorbeix d'una radiació ionitzant. La seva unitat és el Gray [Gy].
- Dosi equivalent: si considerem una mateixa massa irradiada, no totes les radiacions incidents aporten la mateixa quantitat d'energia. L'efecte que aquesta radiació produirà sobre la massa depèn del tipus de radiació i de l'energia incident. Per això cada tipus de radiació porta associat un factor de correcció. Per conveni es considera que els raigs X i els raigs gamma tenen un factor de qualitat de 1. La dosi equivalent es defineix com la multiplicació de la dosi absorbida per aquest factor de correcció. La seva unitat és el sievert [Sv].
- Dosi equivalent tissular: no tots els òrgans del cos presenten la mateixa sensibilitat enfront de la radiació. Com que cada teixit respon de manera diferent, és necessari definir una dosi equivalent per cada un d'ells.
- Dosi efectiva: es calcula per tot el cos sencer, i per tant és la suma de totes les dosis equivalents tissulars. La unitat emprada també és el sievert [Sv].

Per tal de controlar els efectes adversos de la radiació en els éssers humans, tots els treballadors de la zona de l'hospital que corren el risc de ser irradiats porten un dosímetre, un aparell que mesura la dosi absorbida del cos. En alguns casos també porten incorporat un dosímetre a les mans, sobretot si s'ha de manipular una mostra de radioisòtops. És important l'ús d'un dosímetre exclusiu perquè la manipulació d'aquestes mostres augmenta notablement la dosi rebuda a les mans, que altrament no es podria detectar correctament.

#### V. GAMMACÀMARA

La gammacàmera és un instrument que permet l'obtenció d'imatges a partir de la detecció d'emissions de radiació gamma. S'utilitza per realitzar l'anàlisi funcional de diferents zones d'interès del cos humà per tal de registrar el seu funcionament metabòlic i així poder detectar possibles patologies i facilitar la comprensió de les funcions metabòliques que succeeixen a les zones analitzades. Permet realitzar anàlisis tant de cos sencer com de diferents zones específiques (pren així importància en estudis cardiològics, pulmonars, del sistema circular i del cervell, entre d'altres). La gammacàmera s'utilitza principalment en l'anàlisi a nivell funcional, per la qual cosa perd interès en els aspectes pertinents a nivell anatòmic, en què els instruments utilitzats són aquells capaços de realitzar radiografies. Una gammacàmera està constituïda per diversos components:

- Detectors: Encarregats de detectar la radiació gamma. Compten amb un blindatge de plom per tal d'evitar l'entrada de radiació externa. Està compost de les següents parts:
  - Col·limador: és el primer nivell per on passen els fotons emesos. Està format per un conjunt de septes de plom que faciliten el pas a la radiació emesa en direcció paral·lela al detector.
  - Cristall de centelleig: Detecta els fotons i els dirigeix cap als tubs fotomultiplicadors.
  - Tubos fotomultiplicadors: Es troben just darrere dels cristalls, amb els quals mantenen contacte. Augmenten el senyal dels fotons i els transformen en impulsos elèctrics.
  - Espectròmetre: La seva funció és filtrar el recompte dels senyals que es troben fora de la zona d'interès on trobem els raigs gamma.
- Sistemes de processament de les dades: Analitzen, processen, emmagatzemen i presenten la informació generada durant el procés de funcionament de la gammacàmera.

- Llitera: Serveix per mantenir el pacient estirat i immòbil durant el procés de funcionament de la gammacàmera. Està suportada per un extrem per tal d'evitar el contacte amb els detectors. Ha de ser d'un material que atenuï mínimament la radiació gamma.
- Instal·lació mecànica: Permet el moviment integrat de les diferents parts de la gammacàmera.

Hi ha dos tipus de gammacàmeres, les planars i les tomogràfiques. La principal diferència és que les primeres són capaces d'obtenir imatges 2D, mentre les segones obtenen imatges 3D.

Les gammacàmeres són instruments de gran utilitat i precisió. Per assegurar el seu correcte funcionament s'han de realitzar un seguit de procediments i tests de manteniment; un dels quals és la verificació temporal (Secció VII).

## VI. RESOLUCIÓ TEMPORAL

La resolució temporal d'una gammacàmera indica la capacitat de la màquina per detectar com a esdeveniments diferents aquells que s'han produït en un interval de temps molt proper. Es pot caracteritzar pel temps mort, és a dir, la separació mínima de temps perquè el detector pugui analitzar dues entrades diferents, o amb la relació entre la taxa de comptes incidents (quantitat de polsos emesos per l'activitat de la mostra) i la taxa de comptes observada (quantitat de polsos energètics detectats) amb una pèrdua del 20%.

## VII. VERIFICACIÓ DE LA RESOLUCIÓ TEMPORAL

Per a realitzar la verificació de la resolució de la gammacàmera el que es busca és comprovar que aquesta no hagi variat més d'un 20% respecte el primer calibratge de la màquina fet pel fabricant i, complementàriament, assegurar-se que no varia més d'un 5% entre els dos detectors.

Per dur a terme la comprovació, primer es van necessitar dues mostres de 3ml de  $^{99m}\text{Tc}$  diluït en una solució salina d'una activitat d'aproximadament 10mCi, amb no més de 10% de diferència d'activitat entre les dues. El procediment adequat i correcte per a la preparació de les mostres comença amb la manipulació del material radioactiu, sempre dins d'una campana plomada i amb guants. Com s'ha comentat anteriorment, és necessària la incorporació d'un dosímetre a les mans. Després de la manipulació de la mostra, el material possiblement contaminat s'ha d'abocar dins d'uns contenidors, també plomats, per

deixar que l'activitat decaigui. Posteriorment, els residus són catalogats com a material de rebuig mèdic (figura 1).

A continuació, les mostres es van introduir dins d'un maniquí d'Adams, que emula la reflexió de la radiació

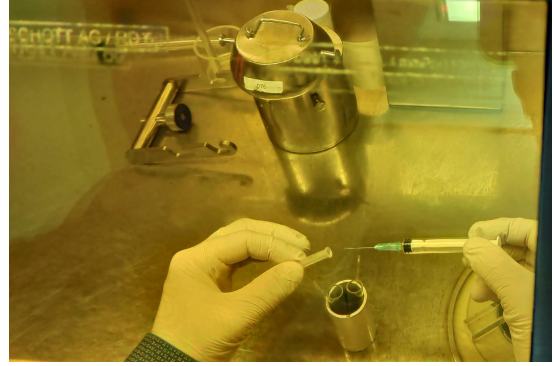


Figura 1. Preparació de les mostres a la campana plomada

dins del cos humà (figura 2). Els detectors de la gammacàmera es van orientar cap enfora i les mostres es van col·locar al centre del detector. Després es van prendre diferents mesures de 100 segons per tal d'obtenir un número de comptes de l'ordre de  $10^6$ . Es va seguir un procés iterat en què a cada mesura es retirava, afegia o es canviava de posició una de les dues mostres. Es va repetir aquest procediment per a cada un dels detectors, fins que es va omplir un full de càlcul que permet determinar la resolució temporal de cada detector utilitzant les següents dades i fórmules:

$$\tau_p = \frac{2OCR_{12}}{(OCR_1 + OCR_2)^2} \ln \left( \frac{OCR_1 + OCR_2}{OCR_{12}} \right) R_{-20} \quad (1)$$

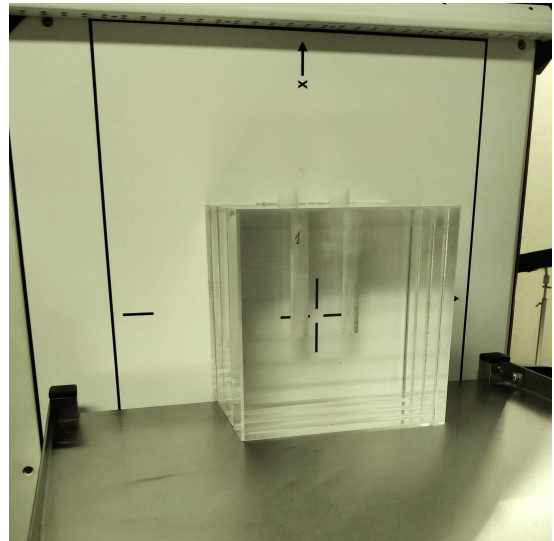


Figura 2. Maniquí Adams col·locat en un detector de la gammacàmera



Activitat(mCi)				
Font 1	Font 2	Dif.(%)	Tolerància	Resultat
9,95 mCi	10,07 mCi	1,16	$\leq 20\%$	Correcte

Detector 1	$\tau$ (s)	Referència(s)	Dif.(%)	Promig(s)	Dif.(%)	Tolerància	Resultat
Mesura 1	$4,76 \times 10^{-6}$ s	$4,43 \times 10^{-6}$ s	7,39%	$4,72 \times 10^{-6}$ s	7%	$\leq 20\%$	Correcte
Mesura 2	$4,68 \times 10^{-6}$ s		5,61%				Correcte
	$R_{-20}$	Referència(s)	Dif.(%)	Promig(s)	Dif.(%)	Tolerància	Resultat
Mesura 1	$4,69 \times 10^4$ cps	$5,14 \times 10^4$ cps	8,87%	$4,73 \times 10^4$ cps	8%	$\leq 20\%$	Correcte
Mesura 2	$4,76 \times 10^4$ cps		7,34%				Correcte

Detector 2	$\tau$ (s)	Referència(s)	Dif.(%)	Promig(s)	Dif.(%)	Tolerància	Resultat
Mesura 1	$4,55 \times 10^{-6}$ s	$4,05 \times 10^{-6}$ s	12,32%	$4,52 \times 10^{-6}$ s	11%	$\leq 20\%$	Correcte
Mesura 2	$4,48 \times 10^{-6}$ s		1,10%				Correcte
	$R_{-20}$	Referència(s)	Dif.(%)	Promig(s)	Dif.(%)	Tolerància	Resultat
Mesura 1	$4,90 \times 10^4$ cps	$5,50 \times 10^4$ cps	10,83%	$4,94 \times 10^4$ cps	10%	$\leq 20\%$	Correcte
Mesura 2	$4,98 \times 10^4$ cps		9,50%				Correcte

En aquest cas,  $OCR_1$  i  $OCR_2$  representen la taxa de comptes nets per la font 1 i 2 respectivament, i  $OCR_{12}$  representa la taxa de comptes nets per la mesura amb les dues fonts juntes.

## VIII. CONCLUSIONS

Si s'analitzen els resultats obtinguts, es pot observar que pels dos detectors la diferència resultant es troba dins del marge acceptat del 20%. Per tant, es pot concloure que en ambdós casos l'anàlisi que se'n va fer va ser correcta. No obstant, es pot apreciar una notable diferència entre els resultats de cada detector. Per al detector 1, la diferència existent entre el resultat esperat (el teòric) i el resultat obtingut (l'experimental) és lleugerament menor que en el cas del detector 2. Una possible explicació per aquest fenomen és que les mesures per a cada detector no es van realitzar simultàniament, sinó amb un cert interval de temps de diferència. Les dades per al detector

1 van ser adquirides primer, i no va ser fins al cap de mitja hora que es van obtenir les mesures per al segon detector. Per tant, s'ha de tenir en compte que durant aquests 30 minuts la mostra ha decaïgut i que el nombre de comptes mesurats serà menor que el que s'hauria obtingut si les mesures s'haguessin realitzat alhora. També s'han de considerar altres fonts d'error, com podria ser el calibratge de cada detector.

## IX. AGRAÏMENTS

Voldríem agrair a la Trinitat Pradell i a l'Òscar Casas la possibilitat que ens han brindat de realitzar aquesta pràctica a l'Hospital Dexeus de Barcelona. De la mateixa manera també agraïm a l'Antoni Castel, que ens va guiar per les instal·lacions de l'hospital i va estar amb nosaltres tota l'estona, l'atenció que ens va prestar, així com l'entusiasme amb què ens va transmetre totes les explicacions.

# Instrumentación en Radiodiagnóstico. Utilización de un equipo de adquisición de imágenes: Tomógrafo TC

Pablo Crucera, María Molina, Sebastià Nicolau, Graciela Ojeda, Júlia Sánchez

*Instrumentación. Grado en Ingeniería Física. Universitat Politècnica de Catalunya.*

*Campus Nord, 08034 Barcelona*

El objetivo de este trabajo es explicar la práctica realizada en el Hospital Universitario Dexeus y entender cómo funciona un tomógrafo. Para ello, se remarca la diferencia entre radiodiagnóstico y medicina nuclear, y se exponen algunos conceptos clave sobre la interacción de la radiación con la materia. Se describe el efecto que diferentes tipos de dosis pueden tener sobre una persona, el protocolo que hay que seguir ante la radiación y con qué sistemas se mide esta. Finalmente, se explica el funcionamiento de la TC y se realiza una parte experimental para medir la dosis de radiación que recibiría un paciente sometido a una tomografía.

**Palabras clave:** tomografía, radiodiagnóstico, radiación, TC, rayos X

## I. INTRODUCCIÓN

El Hospital Universitario Dexeus es un centro docente para la facultad de medicina de la Universidad Autónoma de Barcelona y a la vez hace la función de hospital privado. Es allí donde se realiza la práctica descrita en este trabajo. Para llevarla a cabo, se ha utilizado una máquina PET/TC que permite hacer tanto tomografía por emisión de positrones (PET) como tomografía computarizada (TC). Solamente se ha podido estudiar la parte de TC, ya que la parte de PET no se encontraba disponible en el momento de realizar la práctica. Antoni Castel, trabajador de la Dexeus, ayudó a realizar la tomografía computarizada y explicó cómo funcionaba todo el equipo.

## II. RADIODIAGNÓSTICO Y MEDICINA NUCLEAR

En el ámbito de la aplicación de la física a la medicina importante saber cuál es la diferencia entre radiodiagnóstico y medicina nuclear, ya que involucran cosas distintas. Este trabajo se centra en la primera.

El radiodiagnóstico es una especialidad médica que utiliza los fenómenos radiológicos físicos para poder generar una imagen sobre el interior del cuerpo de un individuo y así poder hacer un posterior diagnóstico. Se encuentran en este grupo diferentes tipos de pruebas, como la resonancia magnética nuclear (RMN) o la tomografía computarizada (TC). La información que proporciona es puramente anatómica, aunque puede ser combinada con pruebas de medicina nuclear para un mejor diagnóstico.

La medicina nuclear es una rama de la medicina que emplea los principios nucleares de la radioactividad para la detección o tratamiento de posibles anomalías en el funcionamiento de órganos o sistemas de un individuo. Su modo de funcionamiento es la introducción de sustancias radioactivas en el cuerpo de una persona (ya sea por inhalación, inyección, etc.). En el caso de la detección, lo que se evalúa es la evolución temporal de estas sustancias en un cierto compartimento, lo que puede dar una idea de la fisiología de esa zona (lo cual puede resultar muy interesante, por ejemplo, en la detección de tumores), como se hace en la tomografía de emisión de positrones (PET).

## III. INTERACIONES DE LA RADIACIÓN CON LA MATERIA

**Efecto fotoeléctrico.** El efecto fotoeléctrico es uno de los primeros fenómenos físicos debido a la cuántica descubiertos. Lo que afirma es que una radiación electromagnética con suficiente energía incidente sobre una superficie es capaz de ionizar un átomo: parte de la energía se destinará a arrancar electrones, y si se llega al valor mínimo requerido para separarlos del resto, lo que quede de energía se destinará a la energía cinética de los electrones emitidos. Matemáticamente se expresa como:

$$E_k = hf - hf_0 \quad (1)$$

donde  $f_0$  representa la frecuencia mínima que tiene que tener el fotón para poder arrancar el electrón.

**Efecto Compton.** El efecto Compton se fundamenta en principios físicos cuánticos y relativistas, principalmente la conservación de la energía cinética y el cuadrimomento. Lo que sostiene es que un fotón que incide sobre un electrón (en un sistema de referencia en que el electrón se encuentra en reposo) puede ver su trayectoria modificada, y que la energía de este, que es inversamente proporcional a su longitud de onda, puede verse modificada según el ángulo de salida después del choque. Matemáticamente se expresa como:

$$\Delta\lambda = h/(m_e c) \cdot (1 - \cos\theta) \quad (2)$$

**Creación de pares (electrón-positrón).** Este fenómeno es propio de la física cuántica: se basa en la dualidad onda partícula y (otra vez) en la conservación de energía y momento. Lo que afirma es que cuando una radiación de muy alta energía (igual o superior a 1,022 MeV, propia de los rayos gamma) choca con una barrera perdiendo toda su energía, el fotón desaparece, dando lugar a dos o más tipos de diferentes partículas. Uno de los casos más frecuentes es la creación de un electrón y su antipartícula, el positrón, cada uno de ellos con una masa de 0,511 MeV/c<sup>2</sup>.

**Bremsstrahlung.** Los rayos X de Bremsstrahlung (radiación de frenado) es un tipo de radiación electromagnética que se produce cuando un electrón incidente es desacelerado por el campo nuclear de algún átomo [1]. En nuestra práctica, la deceleración y desviación del electrón será debida al material que constituye el ánodo. Cuando el electrón es frenado, pierde parte de su energía cinética, la cual se emite como radiación en forma de fotones.

La radiación depende tanto de la energía cinética de los electrones, como del número de protones (Z: número atómico) del material y lo espeso que este sea.

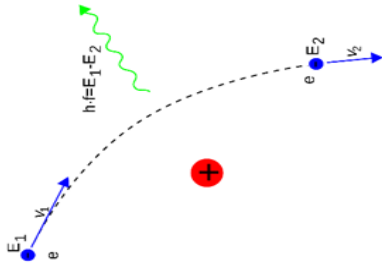


Figura 1. Radiación de frenado [2].

#### IV. TIPOS DE DOSIS

**Dosis absorbida.** Mide la energía por unidad de masa depositada en un tejido como resultado de una exposición a la radiación ionizante. La unidad en el Sistema Internacional es el J/kg, que recibe el nombre especial de gray (Gy).

**Dosis equivalente.** Magnitud física que describe el efecto relativo de los distintos tipos de radiaciones ionizantes sobre los tejidos vivos. Su unidad de medida es el Sievert. La dosis equivalente H se calcula multiplicando la dosis absorbida D por un factor de evaluación  $W_R$  que depende del tipo de radiación.

**Dosis efectiva.** Magnitud definida por la suma de las dosis equivalentes en tejido, multiplicada cada una por el factor de ponderación para el tejido correspondiente. Siendo  $H_T$  la dosis equivalente en el tejido T:

$$E = \sum_T w_T \times H_T \quad (3)$$

Esta magnitud es un indicador cuantitativo de la probabilidad de que pueda ocurrir un efecto estocástico, generalmente cáncer, sobre una persona irradiada. Su unidad de medida es el Sievert.

Como es sabido, el tipo de radiación utilizada en estas máquinas puede tener efectos muy graves para la salud, por ello es necesario tomar medidas de seguridad. Para optimizar la protección de los pacientes es preciso aplicar protocolos de exploración específicos para cada tipo de examen, ajustados a la edad y corpulencia del paciente, a la zona a examinar y a la indicación clínica, con el fin de asegurar que la dosis a cada paciente sea tan baja como sea razonablemente posible. Este es uno de los principios básicos para establecer cualquier medida de seguridad radiológica, el principio ALARA: «As Low As Reasonably Achievable».

Actualmente, las herramientas utilizadas en tomografía computarizada (TC) para estimar la dosis efectiva en el paciente se encuentran representadas por el índice de dosis de CT ponderado en volumen ( $CTDI_{vol}$ ) y el producto dosis-longitud (DLP). En la tomografía helicoidal, el parámetro que describe la relación entre el espesor del haz de radiación y el avance de la camilla es el pitch. En este caso, el  $CTDI_{vol}$  viene definido en función del pitch mediante la expresión:

$$CTDI_{vol} = (1/pitch) \cdot CTDI_w \quad (4)$$

El  $CTDI_w$  representa la dosis promedio de radiación atribuible a un corte en el plano x-y, mientras que el  $CTDI_{vol}$  establece la dosis promedio de radiación en el volumen x-y-z, atribuible a un desplazamiento unitario de la camilla en el

eje z (hay otras definiciones de  $CTDI_{vol}$  pero la referida a la tomografía helicoidal es la que nos interesa ya que es el tipo de TC con el que hemos trabajado). El valor del  $CTDI_{vol}$  suele estar aclarado por el fabricante del equipo, pero es una medida de seguridad comprobar, tanto al inicio como a lo largo de la vida del tomógrafo, que los valores reales coincidan con los especificados.

Para tratar de disponer de una magnitud que se correlacione con la dosis efectiva y que pueda indicar el riesgo, se ha establecido el producto dosis-longitud (DLP, por sus siglas en inglés: *dose-length product*). Una forma de expresar esta magnitud es:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (5)$$

donde L es la longitud real escaneada a lo largo del eje z del paciente. La unidad habitualmente utilizada es el mGy·cm. Finalmente tenemos la siguiente expresión para la dosis efectiva:

$$E = EDLP \cdot DLP \quad (6)$$

donde E representa la dosis efectiva expresada en mSv, DLP es el producto dosis-longitud expresado en mGy·cm y EDLP es la dosis efectiva normalizada expresada en mSv·mGy<sup>-1</sup>·cm<sup>-1</sup> en una región específica.

Región	Dosis efectiva normalizada EDLP [mSv·mGy <sup>-1</sup> ·cm <sup>-1</sup> ]
Cabeza	0,0023
Cuello	0,0054
Tórax	0,017
Abdomen	0,015
Pelvis	0,019

Tabla 1. Valores de dosis efectiva normalizada en adultos según la región

#### V. PROTOCOLO ANTE RADIACIÓN

**Señalización para radiaciones ionizantes.** Los espacios donde se manipulan o almacenan radionúclidos o generadores de radiaciones ionizantes, como por ejemplo la TC, deben estar señalizados según lo establecido en la norma UNE-73-302. Se distinguen 5 colores diferentes: azul para zona vigilada, verde para la controlada, amarillo para la permanencia limitada, naranja para la permanencia reglamentaria y rojo para el acceso prohibido. En el centro de la señal siempre hay la misma imagen y según el riesgo hay pequeñas variaciones. El riesgo de contaminación se señala con puntos y el de irradiación con flechas radiales.

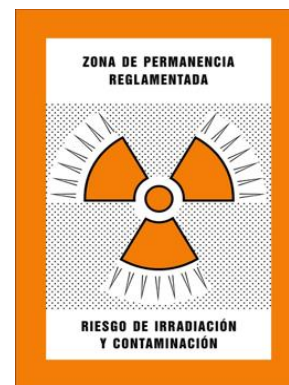


Figura 2. Señal de zona de permanencia reglamentada

**Detectores de la contaminación y de radiación ambiental.** Se utilizan dos detectores para medir el nivel de radioactividad de las áreas que pueden estar contaminadas por la radiación expulsada por la PET/TC y otros equipos que tienen en el área. Es importante mantener un control de la radiación en estas áreas porque, como es sabido, esta puede ser muy perjudicial para nuestra salud. Este tipo de

dispositivos funcionan con un tubo de Geiger-Müller. Se coloca un gas que se ioniza por la radiación entrante, y se hacen pasar los electrones e iones liberados por un campo eléctrico. Los electrones son atrapados por el ánodo y detectados para poder medir la cantidad de radiación del ambiente. Se puede representar la cantidad de electrones contabilizados en función del voltaje aplicado entre los electrodos. Para voltajes elevados, cada electrón puede ionizar otras partículas, generando así más electrones. Existen detectores de cámara de ionización y de área proporcional en función de la zona de la curva de Geiger-Müller donde trabajan.

El primer dispositivo que se utiliza es el LB 124 B de Berthold [3] que funciona con Xenón y sirve para medir la contaminación. Esta se mide en cps (cuentas por segundo) o en Bq/cm<sup>2</sup>. Está configurado por defecto para recibir radiación de fotones, es decir la dosis absorbida es igual a la dosis equivalente (el factor es 1). Está tarado para que active una alarma acústica a partir de 20 cps. El otro dispositivo que se utiliza es el AT1121 [4] que sirve para determinar la radiación ambiental, medida en Sv/h, es decir, la tasa de la dosis equivalente. También puede medir la dosis acumulada en Sv.

Antes de ser utilizados es muy importante comprobar el nivel de batería, ya que cuando la batería está baja puede empeorar la precisión de la medida. También es importante llevarlos a calibrar periódicamente. Se puede configurar para detectar diferentes radionúclidos como, por ejemplo, el Tc-99, el Cs-137 el Sr-90 o el F-18. Cada radionúclido es detectado en un rango de energías diferente, y para detectar cada uno por separado se debe saber con anterioridad a cuál de ellos nos enfrentamos. Cada aparato puede tener un fondo de escala; para determinar correctamente el valor medido se pueden configurar para que reste automáticamente el fondo a la medida.



Figura 3. Medidores AT1121 (arriba) y LB 124 B (abajo).

## VI. SISTEMAS DE RADIACIÓN Y DE MEDIDA

Como se ha comentado antes, es necesario comprobar cada cierto tiempo que los niveles de CTDI<sub>vol</sub> son los correctos, y realizar esta medida de control es el objetivo de la parte práctica. Para llevarla a cabo, se requieren dos sistemas: uno de radiación y otro de medida.

**Sistema de radiación.** Consiste en una máquina PET/TC, controlada remotamente desde un ordenador situado en un área de control, aislada de la sala donde se realiza la exploración. Cuando se realiza una prueba médica de TC, este es el sistema que se suele emplear, aunque también es utilizado para la tomografía de emisión de positrones (PET). El equipo utilizado en esta práctica es un escáner de TC formado por una fuente de rayos X motorizada [5], la cual

permite que estos giren alrededor de una abertura circular, donde se sitúa una camilla móvil.

El tubo de rayos X está compuesto por un cátodo y un ánodo. El cátodo consiste en un filamento por el cual circula una corriente eléctrica de 310 mA de intensidad que lo calienta. Debido al efecto termoiónico una parte de los electrones que circulan por el cátodo son desprendidos y acelerados después por una fuente de voltaje hacia el ánodo. Cuando los electrones colisionan contra el ánodo se produce una emisión de rayos X, que puede ser causada por dos procesos distintos. Uno de ellos es la denominada Bremsstrahlung, explicada anteriormente, ya que los electrones pueden ser desviados de su trayectoria por el campo eléctrico que generan los núcleos de los átomos que conforman el ánodo, emitiendo una radiación de frenado con la energía máxima igual al voltaje del tubo. Por otro lado, el haz proveniente del cátodo puede tener suficiente energía como para transmitir la energía necesaria a los electrones del ánodo y que estos puedan escapar la atracción que les ejerce el núcleo. Cuando estos electrones abandonan su nivel atómico, otros de niveles de energía superiores ocupan el espacio vacío dejado emitiendo una línea de emisión característica. Esta tiene una energía que corresponde a la diferencia de energías entre los dos niveles atómicos en los que se ha producido la transición. En este proceso, aproximadamente solo un 1% de la energía del haz de electrones se emite en forma de radiación, el resto se pierde en forma de energía térmica. Es por eso que el ánodo debe estar bien refrigerado.

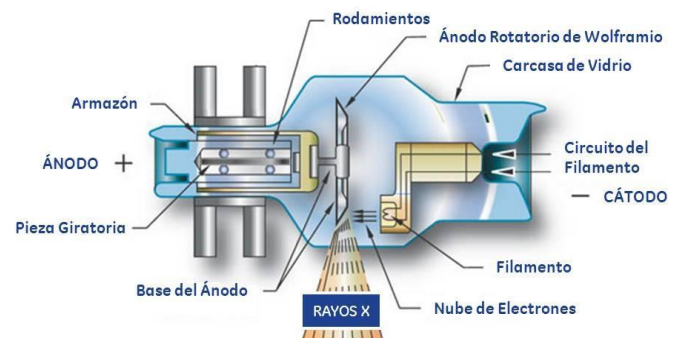


Figura 4. Tubo de Rayos X [7].

La estructura en forma de dona alrededor de la cual gira el tubo de rayos X se denomina Gantry. Para poder obtener imágenes de este equipo el haz de rayos X se encuentra enfrentado a una columna de detectores. El tubo y los detectores giran con un movimiento continuo y sincrónico, siempre enfrentados, mientras la camilla se desplaza con el paciente a través del plano de rotación del haz de rayos X obteniendo así las distintas proyecciones. Los detectores detectan la intensidad de radiación que depende de la densidad y del número atómico de los tejidos de la zona analizada y transforman la señal a una analógica. Esta, a su vez, será transformada a una digital para poder ser leída por el ordenador. Es así como con el programa *Ocean*, el ordenador efectuará una superposición efectiva de cada proyección para reconstruir la estructura anatómica correspondiente a ese corte. Para poder hacerlo el programa utiliza un algoritmo de interpolación ya que las proyecciones no contienen los datos suficientes para la construcción.

Para comprobar el funcionamiento del TC en ocasiones se utiliza un detector externo. Por ejemplo, si deseamos saber si el índice de radiación es el correcto, trabajaremos con el

detector en el aire, en cambio, si queremos medir el CTDI, introduciremos el detector en un maniquí o *phantom*. El *phantom*, para simular el comportamiento de la radiación con el cuerpo, debe estar constituido por un material equivalente a agua. Normalmente están hechos con poliestireno, metacrilato o agua sólida. Es precisamente el cálculo de CTDI lo que realizamos en la práctica, explicado con detalle en el siguiente apartado.

**Sistema de medida.** Consiste en un medidor de dosis *Phantom*, de la compañía sueca RTI, conectado a un dispositivo de recopilación de datos que luego los transfiere a otro ordenador a través de Bluetooth. Este se introduce en un *phantom* cilíndrico de metacrilato (que se puede descomponer en un anillo y un cilindro de menor tamaño) que simula un modelo sencillo de la figura de una persona. La pieza, de 16cm de alto y de 32cm de diámetro, cuenta con diferentes cavidades para introducir el sensor.

## VII. MEDIDA DEL CTDI<sub>vol</sub>

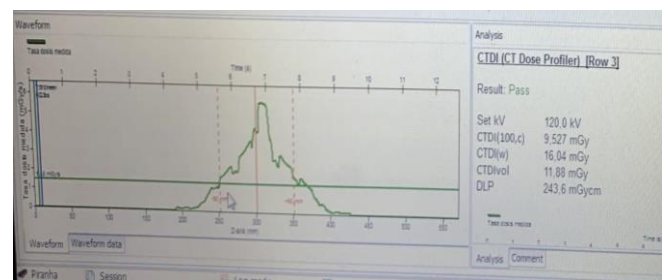
El objetivo en esta práctica es calcular el CTDI<sub>vol</sub> que recibiría un paciente sometido a una prueba TC. Para esta práctica vamos a utilizar como referencia el CTDI<sub>vol</sub> y DLP que vienen dados por el protocolo marcado por el fabricante de nuestro tomógrafo. Dicho protocolo establece el valor de los parámetros que debemos utilizar para realizar nuestra medida e indica unos valores de referencia para la radiación detectada con los cuales comparar nuestros resultados. El valor del CTDI<sub>vol</sub> depende fundamentalmente de 4 parámetros: el kilo-voltaje, el mili-amperaje, el tiempo y el tipo de maniquí (*body* o *head*). Los parámetros que utilizamos son de 120 kV de tensión, 440 mA de intensidad, 5.2 s de tiempo y el tipo de maniquí es *body*. Realizando una tomografía con estos parámetros se deberían obtener unos valores aproximados de CTDI<sub>vol</sub> de 12,88 mGy y del DLP de 302,90 mGy·m.

Antes de iniciar la prueba, es muy importante colocar correctamente el *phantom*, como lo sería colocar el paciente. Debe estar situado encima de la mesa y perpendicular al eje de la máquina. Para que esté completamente centrado, la máquina dispone de unos láseres para facilitar la colocación. Es importante que esté bien centrado para que el *phantom* reciba la radiación de forma isotrópica. El sensor *Piranha* debe estar colocado correctamente dentro del *phantom* y a la vez conectado con el transmisor que envía la señal al ordenador de la sala de control, que lo recibe a través del software *Ocean*.

Además de los parámetros mencionados anteriormente, que afectan directamente el valor de la dosis absorbida, también se deben ajustar otros parámetros relacionados con el modo de realizar la tomografía y que pueden afectar la

exactitud de nuestra medida. Debemos introducir la longitud en la que se va realizar la tomografía y que va a servir para calcular el DLP a partir del CTDI<sub>vol</sub>, que es de 205 mm. También debemos definir el tipo de tomografía, que en este caso es helicoidal. Se debe determinar también el *pitch* (indica la distancia entre las espirales del helicoide), que es de 1,35.

Cuando se inicia la tomografía, la camilla es transportada a través del Gantry del tomógrafo, con el *phantom* situado justo en su centro. Al avanzar el tiempo, cambia la posición. De ese modo, el software puede relacionar la variación del CTDI medido en función de la posición del maniquí. Está claro que la mayor cantidad de dosis se debe obtener cuando el maniquí se encuentra en el centro de la máquina, donde incide directamente la radiación. Podemos presuponer que allí se encontrará un máximo y que el resto seguirá una tendencia semejante a una gaussiana. El programa obtiene directamente el gráfico de tasa de dosis medida en función de la posición:



**Figura 6.** Gráfico de tasa de dosis medida en función de la posición junto a los resultados obtenidos en el software *Ocean*.

En el gráfico se puede observar que se obtiene una tendencia que concuerda con nuestras suposiciones previas. Se han obtenido unos valores de 11,88 mGy para el CTDI<sub>vol</sub> y de 243,6 mGy·m. Para el valor del CTDI<sub>vol</sub>, el error obtenido en relación al valor de referencia es del 7,76%. Dado que la tolerancia que viene dada por ley es del 10% podemos afirmar que nos encontramos dentro del margen establecido. Por otro lado, el error obtenido en la medida del DLP es bastante mayor, del 19,58%. Dado que este error es a la baja y por ley no viene determinada ninguna tolerancia respecto al DLP, consideramos que hemos obtenido un buen resultado. El motivo por el cual divergen tanto, podría ser que el fabricante prefiere ser conservador y establecer un valor de referencia elevado del DLP para ofrecer más margen. Si nuestros resultados se hubieran alejado mucho de los valores de referencia significaría que el equipo tiene un problema y no irradia correctamente, o que se habrían cometido errores graves a la hora de realizar la medida.

## VIII. CONCLUSIÓN

En este trabajo se han aplicado muchos conceptos de diferentes áreas y se puede apreciar su aplicación y repercusión en un ámbito tan importante como es la detección de enfermedades. Se ha aprendido a calcular las diferentes dosis de radiación que recibe un cuerpo y la manera de comprobar que sea la dosis correcta la aplicada al paciente en cada TC. A su vez, se comprende cada paso que involucra un TC, desde la máquina (el tomógrafo) hasta la aplicación del programa para realizarlo y entender algunos de sus resultados. Esto permite mostrar la complejidad que hay detrás de cada aspecto, motivándonos para querer



comprender cada detalle de estos. Consideramos que ha sido una experiencia muy positiva que nos ha mostrado el fruto de un trabajo que algún día podríamos estar desempeñando alguno de nosotros.

## **IX. AGRADECIMIENTOS**

Este trabajo ha sido posible gracias a la ayuda de Antoni y también a todo el equipo del Hospital Universitario Dexeus que nos atendió muy amablemente y nos permitió utilizar sus equipos.

---

## **REFERENCIAS**

- [1] <https://www.famaf.unc.edu.ar/~pperez1/manuales/cdr/Br emss.html>
- [2] [https://es.wikipedia.org/wiki/Radiaci%C3%B3n\\_de\\_frenado](https://es.wikipedia.org/wiki/Radiaci%C3%B3n_de_frenado)
- [3] <https://www.berthold.com/en/rp/lb-124-scint-contamination-monitor>
- [4] <https://atomtex.com/en/at1121-at1123-x-ray-and-gamma-radiation-dosimeters>
- [5] <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>
- [6] [https://es.wikipedia.org/wiki/Tubo\\_de\\_rayos\\_X](https://es.wikipedia.org/wiki/Tubo_de_rayos_X)
- [7] <http://radiologiaparanovatos.blogspot.com/2016/03/t6-tubo-de-rayos-x.html>

# Metal Oxide Semiconductor gas sensors for air quality monitoring

Aina Ferrer, Enric Florit, Karima el Hauadi, Sergi Pradas, and David Rovira  
*Instrumentació. Grau en Enginyeria Física. Universitat Politècnica de Catalunya.*  
*Campus Nord, 08034 Barcelona*  
*e-mail:{aina.ferru, enric.florit, karima.el.hauadi, sergi.pradas, droufer}@gmail.com*

In this study Metal Oxide Semiconductor gas sensors have been analyzed and studied. These sensors employ a metal oxide that changes its resistance in response to the composition of the atmosphere. They offer a great range of applicability, from urban gas monitoring to the detection of gas leaks at the most vulnerable households. However, there are some problems regarding these sensors, from cross-sensitivity to irreversible bonding, among others. Calibration and improvement of sensitivity is then analyzed.

Keywords: metal oxide, MOS, gas sensor

## I. INTRODUCTION

Today, more than half of the world's population lives in cities. Urban areas continue to attract people, and this is not expected to change in the near future. As such, cities suffer from pollution due to human activities; factories and traffic being the most notorious ones. There is, then, a need for sensors capable of monitoring the air quality, which has therefore been a field of intense study and development during the last decades; several technological products have seen the light of day as a consequence to these efforts, with low-cost sensors gaining traction now.

This work offers a clear introduction and presentation of one of these sensors: metal oxide semiconductors (hereinafter referred to as MOS). In presence of an oxidizing agent such as nitrogen dioxide ( $\text{NO}_2$ ) and ozone ( $\text{O}_3$ ), or a reducing agent such as carbon monoxide ( $\text{CO}$ ), MOS sensors exhibit a change in their electrical resistance. This phenomenon allows the user to measure the concentration of a number of relevant gases such as the ones mentioned above, and will be explored in section 2.

These sensors are used to measure the concentrations of pollutants in urban areas in a way that is not possible with more conventional stations, that are capable of monitoring the evolution of these pollutant's concentrations with precision, but are limited by their fixed position and high price. MOS sensors' portability is, then, a key feature, as it allows for real-time high spatial resolution measurements that, in conjunction, can be used to monitor urban air pollution. The manifold applications of these sensors will be further examined in section 5.

There are, however, some problems regarding MOS sensors. Measurements are sensitive to changing weather conditions, they suffer from cross-sensitivity issues, signal drift, aging and poisoning due to irreversible bonding, among others. Calibration and error characterization are then crucial for the correct use of the technology, and vital before deployment is considered.

## II. FUNDAMENTALS OF MOS SENSORS

MOS sensors employ a metal oxide that changes its resistance in response to the composition of the atmosphere. Naisbitt et al. [1] define three regions of the semiconductor (see FIG. 1): the surface, in which the interactions with the gas take place; the bulk, unaffected by it; and the particle boundary, lying between the surface and the bulk. At high temperatures, oxygen molecules are adsorbed on the surface of metal oxides [2], extracting electrons from the conduction band and thus creating an electron-depleted region. Multiple oxygen species are created in this process, of which  $\text{O}^-$  is believed to be dominant at the temperature of  $300-450^\circ\text{C}$  [3], the work temperature for most metal oxide gas sensors. The ambient gases can either interact with the bonded oxygen directly, or also bond onto the sensor, causing more charge carriers to be withdrawn or injected into the surface region, and therefore modifying the sensor resistance.[2]

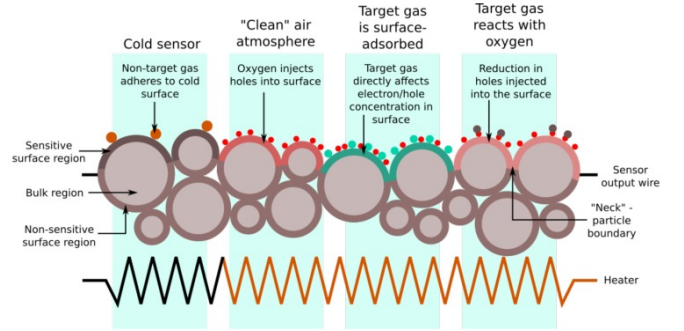


FIG. 1. Schematic representation of three regions of the semiconductor. [2]

The total effect on the resistance due to gas interactions will depend on the semiconductor type of the sensor [2]. Oxidizing gases will reduce the resistance of a p-type semiconductor, where holes are the main charge carriers, while reducing gases will have the opposite effect, increasing the resistance of the p-type semiconductor. For an n-type semiconductor, the response to interactions with



oxidizing and reducing gases will be precisely the converse to the p-type semiconductor case.

It should be noted that the change in resistance in a sensor due to the amount of gas to which its surface is exposed will only modify part of the total resistance of the sensor, as it will have a baseline resistance related to the bulk and particle boundary resistances. Because of the random geometry of the granular sensor surface, the baseline resistance will vary between individual sensors.

### III. STUDY OF SENSITIVITY

A gas sensor's sensitivity is of great importance, as it determines the sensor's response to the processes and concentrations it is developed to measure. It is then essential to know the factors which induce a change in sensitivity. In this and next section we study these factors and how to improve the sensitivity.

The first and utmost factor influencing the sensitivity of MOS sensors is their chemical composition. There are many desired properties for the materials that these sensors should be made of, including adsorption ability, catalytic activity, sensitivity and thermodynamic stability. Many different metal oxide materials satisfy some of the required properties, but very few of them are suitable to all requirements. Consequently, much of the recent work focuses on composite materials, such as  $\text{SnO}_2\text{-ZnO}$ ,  $\text{Fe}_2\text{O}_3\text{-ZnO}$  or  $\text{ZnO-CuO}$ . For some of these binary oxides, a significant increase in sensitivity in relation to the individual sensitivities of the components of the composite has been observed, as in the case of  $\text{SnO}_2\text{-ZnO}$ . In a number of other composites, the effect on sensitivity is quite the opposite, so it should be noted that it is only when the catalytic action of the components complement each other that the performance of the sensors is enhanced.

An important feature of the conductivity responses of many gas sensors is their dependence on catalytic reactions taking place at the surface of the gas-sensor materials. The sensitivity of these sensors can therefore be increased through a control of their catalytic activities, even if the most frequently used metal oxide materials are some of the least active from a catalytic point of view. Noble metals can be used to enhance the reactions on gas sensor surfaces, as they are effective oxidation catalysts. Multiple methods have been used for introducing noble metal additives into oxide semiconductors, including impregnation, sol-gel, sputtering and thermal evaporation. Experiments have proved that a sensor's sensitivity can be significantly increased by using materials with very small grain sizes (e.g.  $\text{SnO}_2$  sensor layers made of 20 nm particles were observed to be about 10 times more sensitive than those made of 25-40 nm particles, when exposed to  $\text{H}_2$ ). This is due to processes that involve the surface and space charge layers, of which further details are given in [4]. This being said, grain size reduction does not always imply an improvement in sensitivity since

some nanocrystals tend to agglomerate into large entities. Moreover, an excessive decrease leads to a loss of structural stability. That, in turn, results in a change of both surface and catalytic properties.

The properties of nano and microcrystals depend not only on their composition, but also on their structure, shape, size and size distribution. The reactivity and selectivity of a catalyst can, then, be adapted by controlling the shape and that will determine the active interaction surface area between the crystals and target gases.

Recently, one-dimensional metal oxide nanomaterials have become an interesting object of study, as they show multiple positive features such as simple fabrication, open surface, high sensitivity and long-term stability, which make them a great promise for the next generation of durable gas sensors.

Metal oxide gas sensors might be highly influenced by environmental humidity. A change in the water vapor and other pollutants sensing mechanism is then to be expected. In this last case, the reaction between the surface oxygen and water molecules implies a decrease of the reference resistance of the gas sensor and, consequently, a decrease of sensitivity. This is further aggravated by the reduction of the active surface area due to the adsorption of water molecules. Furthermore, prolonged exposure to humid environments leads to a progressive deterioration of the gas sensor sensitivity. However, surface hydroxyls start to desorb at about  $400^\circ\text{C}$ , therefore a full recovery of the sensor can be observed when heating it up for several minutes.

Temperature is another influential agent. Due to slow kinetics at low temperatures and enhanced desorption at high ones, a similar temperature-sensitivity graph (see Fig. 2) has been observed for different gases: sensitivity increases until it reaches a maximum (that depends on the target gas) and then it decreases.

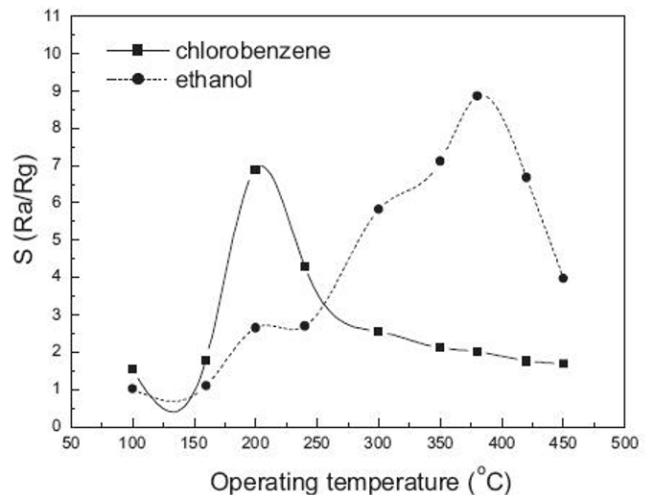


FIG. 2. Gas response as a function of the temperature of a ZnO sensor to chlorobenzene and ethanol. [3]

One of the most important factors to consider is cross-

sensitivity; that is, the sensor's non-zero reactivity with other gases beside the target gas. This reaction can be a positive response, when the sensor indicates that there is target gas present when there is not, or that there is more target gas present than is really the case; negative response, when the sensor displays a reduced response to the target; or inhibition, when a response to the target gas is not observed or it takes hours (or days) for the sensor to respond correctly again. This is a huge problem, as it can be difficult to identify the target gas itself, and other type of measurements might be needed in order to ensure one is getting correct results.

The last factor we are going to study is poisoning; that is, the sedimentation of different types of particles on the sensor's surface as time goes on. This reduces the sensor's sensitivity as there is a decrease in active surface area. Regular maintenance is then needed in order to ensure a stable sensitivity. There is currently an increasing interest in developing durable gas sensors that do not require this maintenance.[3]

#### IV. IMPROVEMENT OF SENSITIVITY AND CONDITIONING

In the last section we studied how changing conditions and interfering gases affected the sensor's measurements. We now present different ways in which the sensor's sensitivity can be improved.

##### A. Fluctuation-enhanced gas sensing

Resistive gas sensors exhibit an intense pink noise (signal such that the power spectral density is inversely proportional to the frequency) that is generated by fluctuations of the potential barrier between the grains of the gas sensing layer. This barrier depends on processes of adsorption (attraction and retention of molecules or ions on the boundaries of the grains) and desorption (release of those molecules or ions), and therefore its fluctuations have to do with the ambient atmosphere of the gas sensor. Since the noise can be observed as voltage (or current) fluctuations across (through) the gas sensor, by taking into account also the resistance  $R_s$  and measuring the DC voltage across the sensor, it is possible to determine the gas concentration and detect gaseous species. Although this method is up to a few hundred times more sensitive than the resistance  $R_s$ , it requires more complicated measurements and longer averaging time.

##### B. Temperature modulation

Pulse heating is typically used to clean the gas sensing layer by removing adsorbed molecules. When the intensity of the heating pulse is carefully selected, one can observe dynamic changes of the resistance  $R_s$  with

a characteristic shape determined by the composition of the ambient atmosphere. Moreover, it should be mentioned that for certain variations of the voltage of the heating pulse, there is almost no change in the observed pink noise. That is, in this case, one can only consider the shape of the resistance changes.

##### C. Light-induced gas sensing

UV light is applied to assure sufficient energy for acceleration of adsorption/desorption processes. Although the same effect can be obtained by heating the gas sensing layer, the use of UV light results in lower energy consumption and ability to work at much lower temperatures. Additionally, one can expect that UV light reduces measurement time and can be used to clean gas sensors after poisoning. As in the case of temperature modulation, the changes of the resistance  $R_s$  are the indicator of the composition of the ambient atmosphere. The UV irradiation also increases the usefulness of fluctuation-enhanced sensing because the pink noise might depend strongly on the wavelength of the applied UV light and therefore provide more information about the ambient gas than temperature modulation alone.[5]

##### D. Conditioning

Resistive gas sensors are susceptible to the appearance of noise due to Schottky or flicker noise effects as well as thermal noise. Since the output signal of the sensor is large enough [8], an appropriate conditioning for the interface circuit may include only a voltage follower as a buffer between the sensor output and an A/D converter, making the system less sensitive to external interferences.

#### V. APPLICATIONS

In this section we study some of the potential applications associated to resistive gas sensors, previously analysed already, and specifically low-cost sensors. This is a field of great interest nowadays, with multiple studies analysing their properties and use in different fields, such as control and monitoring of pollutants. Even though they are known for being an economically attractive solution they offer much more, their compactness, small weight and low level of energy consumption makes them very accessible. This opens the door to gas sensing democratization, giving access not only to institutions and investigators, but also to communities and individuals.[6] This characteristic is of great importance and will be further analysed later. Evidently, these sensors do not offer the same precision and accuracy compared to conventional stations. The most obvious application is the tracking of pollutants in the atmosphere. Nowadays, urban population is

experimenting an unparalleled growth and uncontrolled construction and the change from a pedestrian lifestyle to one ruled by private vehicles is favouring air quality deterioration, with the emission of polluting substances and contributing to the greenhouse effect. There has been, then, a rise in initiatives and projects to make cities more humane, and to connect them with nature. Low-cost sensors, and MOS sensors specifically, enable the creation of city-wide networks which in conjunction with conventional stations are capable of monitoring in real-time the concentration of such pollutants.[7] All the information gathered can then be used to detect the worst affected areas in order to focalise coordinated actions to reduce the contamination in the area and to delay or stop, if possible, the dissemination of such pollutants. Moreover, mobile apps can be developed to make this information available to the public, which can be of great help to children, elderly people and those affected by cardiorespiratory diseases by allowing them to take proper precautions.

Furthermore, the accessibility of low-cost sensors can be used to raise public-awareness regarding pollution and climate change, as for instance schools could build small and simple measuring stations to motivate students in the fight against climate change. This exposure to the data gathered is essential, as it brings the public closer to the real effects of pollution.

Besides measurements carried out outdoors, these sensors open the door to multiple applications regarding indoor monitoring, such as ventilation systems, alarms and domestic safety.[6] They can be used as support tools in enclosed spaces like multipurpose areas, concert halls or even classrooms, where carbon dioxide saturation can ensue from crowd congestion.

Multiple applications can also be found in a more social sphere, as in the detection of gas leaks at the most vulnerable households, as is the case for elderly people and families under the poverty threshold. Be it due to fewer resources or physical condition these families are more likely to suffer intoxications during winter, as could be the result of using less efficient and safe heating mechanisms such as combustion stoves, which can produce carbon monoxide due to a bad combustion. There have already been advancements in this respect, such as the development of a pilot gas sensing scheme for the monitoring of elderly people at the "Centre de Recerca en Enginyeria Biomèdica" at the Universitat Politècnica de Catalunya, UPC, in collaboration with the company Sensing&Control.<sup>1</sup>

## VI. CONCLUSIONS

As it has been analysed through this work MOS sensors offer a great range of applicability, and it is apparent that it is an emerging field. However, as it has also been shown, they suffer from a great variety of problems. One of the most important ones is cross-sensitivity, meaning that one will probably need other complementary methods to obtain reliable data. Not only that, but they are greatly affected by changing weather conditions, humidity and permanent bonding, meaning that continuous calibration is normally required.

All things considered, due to their low-price and high portability, MOS sensors show great potential as sensing devices to be used in conjunction with more conventional stations, as well as for other social endeavours.

- 
- [1] Naisbitt S.C., Pratt K.F.E., Williams D.E., Parkin I.P. (2006) *A microstructural model of semiconducting gas sensor response: The effects of sintering temperature on the response of chromium titanate (CTO) to carbon monoxide*. Sens. Actuators B Chem. 2006, 114, 969-977
  - [2] Philip J.D. Peterson, Amrita Aujla, Kirsty H. Grant, Alex G. Brundle, Martin R. Thompson, Josh Vande Hey, Roland J. Leigh. (2017) *Practical Use of Metal Oxide Semiconductor Gas Sensors for Measuring Nitrogen Dioxide and Ozone in Urban Environments*. Sensors (Basel). 17(7): 1653.
  - [3] Chengxiang Wang, Longwei Yin, Luyuan Zhang, Dong Xiang, Rui Gao. (2010) *Metal Oxide Gas Sensors: Sensitivity and Influencing Factors*. Sensors (Basel). 10(3): 2088-2106.
  - [4] Barsan, N. (1994) *Conduction Models in Gas-Sensing SnO<sub>2</sub> Layers: Grain-Size Effects and Ambient Atmosphere Influence*. Sens. Actuators B 1994, 17, 241-246.
  - [5] Janusz S., Maciej T., Radu I. Fatima E.A., Eduard Ll., Claes G.G., Laszlo B.K. (2014) *New approaches for improving selectivity and sensitivity of resistive gas sensors: A review*. Proceedings of the 8th International Conference on Sensing Technology.
  - [6] Alastair C. L., Erika V.S., Richard E. P. (2018) *Low-cost sensors for the measurement of atmospheric composition: overview of topic and future applications*. Publications Board World Meteorological Organization (WMO). ISBN 978-92-63-11215-6.
  - [7] Philipp S., Nuria C, Matthias V., Franck R. D., William A. L., Alena B. (2017) *Mapping urban air quality in near real-time using observations from low-cost sensors and model information*. Norwegian Institute for Air Research.
  - [8] Fengchun Tian, Simon X. Yang, Kevin Dong. (2005) *Circuit and Noise Analysis of Odorant Gas sensors in an E-nose*. Sensors (Basel). 5(2):85-96.

---

<sup>1</sup> <https://www.lavanguardia.com/vida/20190407/461507787453/crean-un-sistema-de-sensores-de-gases-para-monitorizar-ancianos.html>